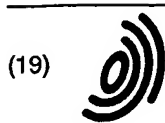


## Abstract of **EP 0 550 875**

The device can be obtained by treating the corresponding prefabricated implantable device of polymeric material without addition of one or more agents with an organic solvent or combinations of solvent, which interacts with the implantable device in such a way that at least one of the pharmaceutically active substances which has a molecular mass which is lower than that of the polymeric material of the implants is able to penetrate into the polymeric material of the implant, after removal of the organic solvent of the pharmaceutically active substance, or substances initially remain in the polymeric material of the implantable device and after implantation of the implantable device the contained pharmaceutically active substance or substances can be released again by diffusion. Examples of the pharmaceutically active substances are cytostatic agents, antirheumatic agents, antibiotics, platelet aggregation inhibitors, beta blockers and calcium blockers.



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

**EP 0 550 875 B1**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTSCHRIFT

(45) Veröffentlichungstag und Bekanntmachung des  
Hinweises auf die Patenterteilung:  
29.04.1998 Patentblatt 1998/18

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>: **A61L 27/00**, A61L 29/00,  
A61L 31/00

(21) Anmeldenummer: 92121785.7

(22) Anmeldetag: 22.12.1992

(54) **Pharmazeutische Wirkstoffe enthaltende implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material sowie Verfahren zu deren Herstellung**

Implantable polymeric device containing pharmaceutical agents and process for its production

Dispositif implantable en matériau polymérisable contenant des agents pharmaceutiques et procédé pour sa production

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
BE CH DE ES FR GB IT LI NL

(30) Priorität: 31.12.1991 DE 4143239

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
14.07.1993 Patentblatt 1993/28

(73) Patentinhaber:  
Schierholz, Jörg, Dr.Dr.  
34587 Felsberg-Rhünda (DE)

(72) Erfinder:  
Schierholz, Jörg, Dr.Dr.  
34587 Felsberg-Rhünda (DE)

(56) Entgegenhaltungen:  
WO-A-87/03495 WO-A-89/04682

- J. of Hospital Infection 30, 201-210 (1995)
- Biomaterials 15 (12), 995-1000 (1994)
- Zentralblatt f. Bakteriologie 1996 (in press)
- Acta Neurochir (Wien) 133, 147-152 (1995)
- Clinical Materials 1996 (in press)
- Biomaterials 18 (8), 635-641 (1997)

Bemerkungen:

Die Akte enthält technische Angaben, die nach dem Eingang der Anmeldung eingereicht wurden und die nicht in dieser Patentschrift enthalten sind.

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist. (Art. 99(1) Europäisches Patentübereinkommen).

**EP 0 550 875 B1**

## Beschreibung

Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist ein Verfahren zur Herstellung eines vorgefertigten implantierbaren Vorrichtung gemäß Oberbegriff des Anspruchs 1 sowie eine implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material erhältlich durch ein Verfahren gemäß der Erfindung.

Orthopädische Implantate werden oftmals nach Entnahme von Knochenteilen bei Carcinoma-Patienten oder Patienten mit rheumatischen Erkrankungen erforderlich. Es wäre daher von Vorteil, wenn solche Implantate mit Wirkstoffen beispielsweise mit Cytostatika oder Antirheumamittel wie Steroiden beladen werden könnten, um direkt am Implantatsort eine entsprechende Wirkung zu entfalten. Hohe systemische Dosierungen der Wirkstoffe zur Erzielung lokaler hoher Dosen könnten somit vermieden werden.

Auch im Rahmen einer Implantation eines By-Passes aus Fremdkörpermaterial ist es notwendig, die Komplikationsrate von 15 bis 25%, die durch thrombotische Verschlüsse hervorgerufen werden, zu senken. Hierbei kommen in erster Linie Wirkstoffe in Betracht, die die Thrombozytenaggregation vermindern, wie beispielsweise Acetylsalicylsäure. Diese Medikamente müssen auch für längere Zeiträume verabreicht werden. Bei den By-Pass-Patienten ist es zusätzlich indiziert, Vasodilatoren zusätzlich freizusetzen, mit denen die Sauerstoffbilanz des geschädigten Herzens verbessert wird. Dabei kommen insbesondere Nitrate, wie Glycerolnitrat, Isosorbidnitrate in der Mono- oder Difform in Frage.

Ein nach wie vor großes Problem in der klinischen Medizin ist die Prävention von Infektionen bei Patienten, die Dauerimplantate oder für längere Zeit Implantate wie Katheter tragen müssen. So sind koagulase-negative Staphylokokken seit einigen Jahren zunehmend Hauptverursacher von Fremdkörperinfektionen (sogenannten Plastikinfektionen). Diese, lange Zeit als nicht-pathogen angesehenen Bakterien, spielen zum Teil die Hauptrolle bei der Infektion von Schrittmacherelektroden, Gelenkprothesen und allen möglichen Sorten von Kathetern. Zur Therapie dieser Fremdkörperinfektionen ist die Entfernung des Implantats notwendig, da eine systemische Chemotherapie mit Antibiotika alleine nicht wirksam ist, da unphysiologisch hohe Dosen des zur Vernichtung der Bakterien geeigneten Antibiotikums verwendet werden müßten.

Der erste Schritt der Besiedlung der Fremdkörperoberfläche nach Implantation ist die Adhäsion des Keimes, bevorzugt an Oberflächendefekten. Nach einigen Stunden der Adhäsion kann es mit der Proliferation der Bakterien zu der Produktion von extrazellulärem Schleim kommen, welcher ein starkes Penetrationshindernis für das systemisch applizierte Antibiotikum darstellt. Nach verstärkter Vermehrung der Keime an der polymeren Oberfläche, kann es im Laufe der Zeit zu einer septischen Bakteriämie kommen. Um die Vermehrung der Keime an der Oberfläche zu unterbinden und damit kausal die Fremdkörperinfektion zu vermeiden, muß zur Zeit der Bakterienadhäsion ein stark wirksames Antibiotikum bereitgestellt werden. Dies kann durch die Inkorporierung eines geeigneten Chemotherapeutikums in die Polymermatrix gelingen, vorausgesetzt, daß das Chemotherapeutikum auch aus der Kunststoffmatrix herausdiffundieren kann. In diesem Fall kann dann die Freisetzung des Antibiotikums auf einen größeren Zeitraum ausgedehnt werden, damit für einen entsprechend längeren Zeitraum die Bakterienadhäsion bzw. Proliferation auf dem Polymer verhindert wird.

Die DE-A-34 29 038 betrifft ein resorbierbares Wirkstoffdepot auf Basis von Kollagen, dadurch gekennzeichnet, daß ein rekonstituiertes Kollagen mit Fließ- oder Schwammstruktur mit einem Aminoglykosid-Antibiotikum und einem bioresorbierbaren Polymeren mit polyanionischem Charakter beladen ist.

Auch die DE-A-33 34 595 betrifft ein resorbierbares Wirkstoffdepot auf Basis von Kollagen, welches dadurch gekennzeichnet ist, daß ein Kollagen, in dem weitgehend Depot und Struktur des natürlichen Materials enthalten ist, mit einem Aminoglykosid-Antibiotikum und einem bioresorbierbaren polymeren polyanionischem Charakter beladen ist.

Die DE-A-31 26 273.2 betrifft ein Verfahren zur Herstellung einer Tricalciumphosphat-Knochenkeramik und einem hiernach hergestellten Tricalciumphosphat-Keramikformkörper mit einer Mikro- oder Makroporosität für eine erhöhte Aufnahme eines Antiseptikums, Chemotherapeutikums oder Breitbandmikrobizids und mit einer Außenbeschichtung für eine Langzeitfreigabe des Wirkstoffs, wo die Mikro- oder Makroporosität durch vor dem Brennvorgang der Keramik zugegebene anorganische und/oder organische mikro- oder makroporenbildende Substanz wie Zucker, Ammoniumbicarbonat und/oder Ammoniumcarbaminat, Calciumhydrogenphosphat und dergleichen erhalten wird. Nach dem Brennvorgang wird der geformte Keramikformkörper mit einem Antiseptikum oder Chemotherapeutikum oder Breitbandmikrobizid imprägniert und anschließend zur Erzielung einer verzögerten Freigabe des Antiseptikums oder des Chemotherapeutikums oder eines Breitbandmikrobizids zur einer vorgegebenen Freisetzungszeit mit einem Polymer in unterschiedlichen, genau auf die vorgegebene Freisetzungszeit abgestimmten Schichtdicke überzogen.

Die DE-A-20 22 117 betrifft ein Verfahren zur Herstellung von Knochenkitt aus Acrylharz, insbesondere zum festen Verbinden von Fremdkörperimplantaten wie künstlichen Gelenken, mit denen Fremdkörperimplantaten zugeordneten und diese haltenden Knochen, bei dem ein pulverförmiges polymeres Acrylharz, wie Polymethylmethacrylat, mit einem flüssigen monomeren Acrylharz, wie Methylmethacrylat, zu einer knetbar verarbeitbaren Substanz vermischt wird, die unter Polymerisation des Monomers aushärtet und dadurch gekennzeichnet ist, daß das pulverförmige Monomer vor

dem Vermischen mit dem flüssigen Monomer mit einem pulverförmigen Antibiotikum, wie Gentamycin, vermischt wird.

Die DE-A-39 30 039 betrifft eine infektvorbeugende Katheteranordnung mit einem Katheter, der ein starres oder flexibles Kanülenrohr mit einem am rückwärtigen Ende vorgesehen Anschlußstück aufweist, daß dadurch gekennzeichnet ist, daß durch eine an das Anschlußstück ansetzbare Einfüll- und Ansaugvorrichtung mit einem oder mehreren Wirkstoffreservoirien mit einem Gesamtvolumen, das dem Katheterfüllvolumen gegebenenfalls zuzüglich des Volumens von Zwischenstücken, insbesondere eines Dreiwegehahnes, entspricht, wobei dieses Volumen vollständig ausgefüllt ist und mindestens eines der Wirkstoffreservoirie mit einer Substanz, enthaltend mindestens ein Antibiotikum bzw. Chemotherapeutikum bzw. antivirales Mittel, vorzugsweise Aminoglykosid, insbesondere Gentamycin, in mindestens minimalen Wirkkonzentrationen, gefüllt ist.

Die WO 90/15586 beschreibt bioerodierbare Polymere für eine Arzneimittelabgabe in Knochen. Die bioerodierbaren Polymeren werden vollständig in nicht toxische Abbauprodukte zersetzt und zwar über eine klinisch sinnvolle Zeitdauer. Die bioerodierbaren Polymere, insbesondere Polyanhydride, Polyorthoester, Polyglycolsäuren, Polyessigsäuren und Copolymere derselben werden zur Abgabe der bioaktiven Stoffe wie Antibiotika, Chemotherapeutika, Inhibitoren von Angiogenesen und Knochenwachstumsfaktoren zur Abgabe direkt in den Knochen verwendet.

Auch durch Koppelung ionischer Antibiotika an mit ionischen Detergenzien wie Benzalkoniumchlorid oder Tridodecylammoniumchlorid versehenem Polymeroberflächen läßt sich eine antimikrobielle Wirkung erzielen. Weitere Möglichkeiten ergeben sich mit Beschichtung mittels Silberverbindungen, Silberantibiotikakomplexen oder Jodverbindungen. Dabei wird jedoch das geeignete Antibiotikum in der Polymermatrix durch Mischen von Chemotherapeutikum und Kunststoff während der Fabrikation des entsprechenden Materials realisiert.

Die WO/89/04682, beschreibt allgemein, daß Wirkstoffe durch vorherige Quellung eines Polymeren in die entsprechende Polymermatrix eingebracht werden können. Exemplifiziert wird das Verfahren an einem halbsynthetischen, antibiotischen Derivat des Rifampicin B (Rifampin) und der Droge Clindamycinhydrochlorid. Auf Seite 8 wird dann offenbart, daß die Konzentration im Bereich von 0,1% oder mehr liegt. Widersprüchlich ist, daß zum einen auf Seite 3 beschrieben ist, daß das "Swelling Agent" (Quellmittel) vollständig gelöst, einen oder mehrere antimikrobielle Agenzien enthalten soll, wohingegen die Seite 5 offenbart, daß die Wirkstoffe auch als kolloidale Suspensionen oder Emulsionen vorliegen könnten. Mittels Suspensionen oder Emulsionen lassen sich nur oberflächliche Beschichtungen der betreffenden Polymere einstellen.

Die WO 87/03495 betrifft medizinische Vorrichtungen, die mit einer Kombination von antimikrobiell wirksamen Substanzen imprägniert sind durch die Einwirkung eines Quellmittels. Es wird weiter beschrieben, daß die aus Siliconkautschuk bestehenden medizinischen Vorrichtungen mit Rimactane (Rifampin USP) und Cleocinhydrochlorid (Clindamycinhydrochlorid) in Chloroform behandelt werden. Aus der Legende zur Figur 5 auf Seite 16 geht hervor, daß die Inkorporationsmenge ungefähr 0,1% jeweils gewesen ist. Dies bedeutet, daß die Beladungseffizienz sehr ähnlich derjenigen ist, die in WO 89/04682 beschrieben worden ist.

Nachteilig ist es in vielen Fällen, daß beim Produktionsvorgang der Polymere hohe Drucke und Temperaturen anfallen. Durch diese Parameter würde die Struktur des vorher erstellten Wirkstoffdepots und damit die Freisetzungskinetik des Wirkstoffs stark verändert werden. Erschwerend kommt zudem die Tatsache hinzu, daß die meisten pharmazeutischen Wirkstoffe nur wenig stabil gegen solche Einflüsse sind und der Wirkstoff schon beim Produktionsvorgang inaktiviert werden würde.

Das technische Problem der vorliegenden Erfindung besteht demnach darin, klinische Gerätschaften bereitzustellen, die nachträglich mit pharmazeutischen Wirkstoffen imprägniert worden sind, sowie ein Verfahren zur Herstellung dieser Gerätschaften.

Das erfindungsgemäße Verfahren ist ein Verfahren zur Herstellung einer vorgefertigten implantierbaren Vorrichtung aus einem polymeren Material. Die Vorrichtung enthält pharmazeutische Wirkstoffe, wobei die vorgefertigte implantierbare Vorrichtung für eine bestimmte Zeitdauer mit einem organischen Lösungsmittel behandelt wird, wobei entweder der pharmazeutische Wirkstoff gleichzeitig anwesend ist oder nach einer bestimmten Zeitdauer in in einem ähnlichen oder gleichen organischen Lösungsmittel gelöster pharmazeutischer Wirkstoff mit dem vorbehandelten Implantat behandelt wird und daraufhin das oder die organischen Lösungsmittel abgedampft und die behandelten Implantate danach gegebenenfalls sterilisiert werden. In Weiterbildung des Standes der Technik wird erfindungsgemäß ein organisches Lösungsmittel und ein polymeres Material eingesetzt, das einen Flory-Huggins-Koeffizienten (Polymer Interaction Factor)  $0,30 < x < 0,605$  und/oder eine ähnliche Kohäsionsenergiedichte  $\delta$ , die das polymere Material aufweist, mit der Maßgabe, daß bei der Kombination Polysiloxan als Polymermaterial, Rifampicin als inkorporierender pharmazeutischer Wirkstoff und Chloroform als organisches Lösungsmittel die Behandlung unter Temperatursteigerung bis zum Siedepunkt des Chloroforms durchgeführt wird. Der zu inkorporierende pharmazeutische Wirkstoff weist eine ähnliche Kohäsionsenergiedichte im Verhältnis zum Polymer und Solvens auf. Durch die Abdampfbedingungen des organischen Lösungsmittels wird das Freisetzungsprofil des inkorporierten Wirkstoffs in wäßriger Lösung bestimmt, in dem bei schneller Entfernung des Lösungsmittels eine langsame anfängliche Freisetzung des Wirkstoffs aus der polymeren Matrix erreicht wird oder bei langsamer Entfernung des Lösungsmittels eine schnelle anfängliche Freisetzung des Wirkstoffs aus der polymeren Matrix erreicht wird.

Dieses technische Problem wird gelöst durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1. Die Unteransprüche 2 bis 6 betreffen bevorzugte Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens.

Die erfindungsgemäße Vorrichtung ist erhältlich durch das erfindungsgemäße Verfahren. Die Unteransprüche 8 - 10 betreffen bevorzugte Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung.

Durch das organische Lösungsmittel wird das polymere Material gequollen. Vorzugsweise weist das organische Lösungsmittel (Quellmittel) einen X-Faktor  $< 0,5$  (Flory Huggins Polymer-Interaction-Factor) und eine ähnliche Kohäsionsenergiedichte wie das Polymer auf. Es ist vorteilhaft, als Quellmittel eine möglichst nicht toxische, chemische Substanz zu verwenden, die eine möglichst geringe Residualmenge an Solvens nach dessen Entfernung in der Polymermatrix zurückläßt. Quellmittel mit einem Faktor wesentlich unter 0,3 ergeben eher hohe Residualmengen an Solvens. Es ist aufgrund dieser Verhältnisse vorteilhaft, Quellmittel mit niedrigem Siedepunkt zu wählen.

Der zu inkorporierende pharmazeutische Wirkstoff sollte zumindest zwei Eigenschaften besitzen:

- eine hinreichende Wirksamkeit für die betreffende Indikation, zum Beispiel bei Antibiotika
- eine ausreichende antimikrobielle Wirksamkeit gegen die infektionsverursachende Spezies, eventuell mit breitem Wirkungsspektrum,
- ausreichende physio-chemische Eigenschaften, wie ähnliche Kohäsionsenergiedichte im Verhältnis zum Polymer und Quellmittel und ein nicht zu großes Molekulargewicht zur Gewährleistung eines ausreichend großen Diffusionskoeffizienten im gequollenen und auch ungequollenen Polymer.

Als Polymeren kommen die in der Klinik üblicherweise verwendeten Kunststoffe in Betracht. Dies sind insbesondere Polyethylen, Polypropylen, vernetzte Polysiloxane, Polyurethane, Polymere auf Acrylatbasis, Cellulose und Cellulosederivate (Nähte), Polycarbonate, Tetrafluorethylenpolymere und Polyethylenterephthalate. Die implantierbaren Vorrichtungen sind insbesondere Katheter jedweder Art, intraokulare Linsen, Kontaktlinsen und ähnliche aus Kunststoffen herstellbare Implantate. Als pharmazeutischen Wirkstoffe kommen insbesondere solche Antibiotika wie Rifampicin- oder Gentamycin-Derivate, Cytostatika, Antirheumamittel wie Steroide, infrage.

Für die Controlled-Release-Systeme der vorliegenden Erfindung für die lokale Freisetzung von Chemotherapeutika mit den üblichen Vorteilen im Vergleich zur systemischen Applikation eignen sich auch Cytostatika, da insbesondere die Nebenwirkungen dieser Wirkstoffe auf alle schnell proliferierenden Gewebe sehr stark sind. Solch ein System eignet sich daher insbesondere für die Versorgung von Patienten mit Knochenkarzinomen mit mäßig weit fortgeschrittener Metastasierung. Als solche Substanzen kommen in Betracht Cyclophosphamid, Cisplatin, Melphalon, Methotrexat, Adriamycin, Bleomycin, Vinblastin sowie Vincristin, Hormone und Antihormone, beispielsweise bei einer Mammoplastik in der Postmenopause mit den Antiestrogenen Tamoxifen und je nach Rezeptorendifferenzierung bei fortgeschrittener Metastasierung mit Gestagenen und/oder Estrogenen. Beim fortgeschrittenen nicht operablen Prostatakarzinom mit dem Antiandrogen Cyproteronacetat oder einem Antagonisten des LH-Releasing-Hormons, wie Buserelin, Ketoconazol. Zudem können bei Polyarthrit und schwerem systemischen Lupus erythematodes Azathioprin und Methotrexat bei schwerer psoriatischer Arthritis lokal Verwendung finden. Auch hierbei können die systemischen Schäden wie Nephrosen und Hepatosen, Panzytopenien, Haarausfall und Nausea vermindert werden.

TABELLE 1

Substanz	Quellmittel	Polymer
Cyclophosphamid	Ethanol, Chloroform, Toluol, Aceton, Dioxan	PUR, PDMS, Poly-Polycarbonat, Polyethylen
Tamoxifen	Chloroform, Hexan	PDMS, PMMA, Polyethylen
Buselerin	Methanol, Ethanol	PUR, Polycarbonat, Cellulose
Ketoconazol	Chloroform, Methanol	PDMS, PMMA, Polycarbonat, Polyethylen

Beim Einsatz orthopädischer Implantate auf Polymerbasis im Rahmen immunologischer Erkrankungen wird das Grundleiden bzw. das Symptom nicht beseitigt. Eine lokale Freisetzung von Antiphlogistika und/oder sogenannter Basistherapeutika schafft hier Abhilfe. Die in Frage kommenden Therapeutika sind Glukokortikoide, Prednison, Prednisolon, Methylprednisolon, Triamcinolon, Dexamethason, Betamethason und Fluocortolon sowie nichtsteroidale Antiphlogistika, wie die Arylessigsäurederivate (Indometacin), Arylpropionsäurederivate (Ibuprofen), Oxicame (Piroxicam), Pyrazolderivate (Phenylbutazon), Anthranilsäurederivate (Flufenaminsäure) und Acetylsalicylsäure. Es empfiehlt sich, zusätzlich Antibiotika mit freizusetzen, um Fremdkörperinfektionen vorzubeugen, da lokal das Immunsystem suppri-

miert wird. Zusätzlich können bei der Anwendung besonders der Glukokortikoide zur lokalen Osteoporoseverminderung und Knochenstabilisierung anabole Steroide und F-Salze mit freigesetzt werden. Als Substanz/Quellmittel und Polymersystem kommen die in der folgenden Aufstellung genannten in Frage.

5

TABELLE 2

10

15

20

Substanz	Quellmittel	Polymer
Diclofenac	DMF, Ethanol	PUR, Polycarbonat
Indometacin	Chloroform	PMDS, PMMA
Ibuprofen	Chloroform, Ethanol, Aceton, Ether	PDMS, PMMA, Teflon
Piroxicam	Methanol	PUR, Polycarbonat, Cellulose
Phenylbutazon	Chloroform, Aceton	PDMS, PMMA
Acetylsalicylsäure	Ethanol	PMMA, Polyester
Glukokortikoide (Steroide)	Ethanol, Methanol, Aceton, Chloroform mit Ausnahme von Triamcinolonacetonid, welches gut in DMF löslich ist	Zur Quellung können fast alle verwendbaren Polymere im Bereich mittlerer Kohäsionsenergiedichten verwendet werden, da es sich bei den Steroiden um amphiphile Stoffe handelt

Bei den sogenannten Basistherapeutika handelt es sich vorwiegend um Goldpräparate wie Goldthiopolypeptid, Goldthioglukose, Natriumgoldthionalat und Auranofin. Als Controlled-Release-System gemäß der Erfindung eignet sich als Quellmittel für Auranofin insbesondere Chloroform, wenn Materialien aus PDMS, PMMA sowie Teflon verwendet werden. Die Nebenwirkungen dieser Präparate, die bei systemischer Applikation sehr vielfältig sind und Symptome wie Dermatitis, Stomatitis, toxische Blutreaktionen, Nierenschädigungen und Hepatosen können durch die erfindungsgemäße Vorgehensweise vermieden werden.

Der Vorteil der Imprägnierung orthopädischer Implantate liegt auch hier in der Verminderung der Nebenwirkungen der ansonsten notwendigen systemischen Applikation der einzelnen Wirkstoffe. Die Nebenwirkungen umfassen Schwächung der Immunabwehr (Phagozytosehemmung, Opportunistische Infektionen), Aktivierung von Magenulzera, Osteoporose, Elektrolytstörungen, Myopathien, ZNS-Reaktionen und verzögerter Wundheilung.

Bei der Verwendung von wirkstoffimprägnierten By-Pass-Implantaten, die Thrombozytenaggregation hemmende Substanzen enthaltend, werden in vorteilhafterweise die Nebenwirkungen der entsprechenden Medikamente, wie Bronchospasmus, Magen-Darm-Blutungen, Aktivierung peptischer Ulzera, Nausea und Elektrolytstörungen bei systemischer Anwendung vermieden. Sind ebenso Vasodilatoren in den Implantaten enthalten, wird die Sauerstoffbilanz des geschädigten Herzens verbessert. Als Wirkstoffe kommen hier insbesondere Nitrate in Frage.

Bei lokaler Anwendung der Betarezeptorenblocker in den Controlled-Release-Systemen der vorliegenden Erfindung werden Nebenwirkungen der Substanzen, wie Oxoprenolol, Propenolol, Timolol, Sotalol, Nadolol, Metoprolol, Atenolol, Bisoprolol, Betaxolol, Pindolol, Cortiolol und anderen verhindert. Diese Anwendungen äußern sich in Kopfschmerzen, Blutdruckabfall und Synkopen.

45

TABELLE 3

50

55

Substanz	Quellmittel	Polymer
Acetylsalicylsäure	Ethanol	PUR, PMMA, Polyester
Isosorbidnitrat	Chloroform, Aceton	PDMS, Teflon, PMMA
Nifedipin	Chloroform, Aceton	PDMS, Teflon, PMMA
Verapamil	Chloroform, Aceton, Ethylacetat	PDMS, Teflon, PMMA, Polyethylen
Nadolol	Methanol	PUR, Polycarbonat, Cellulose, Polyethylenterephthalat
Metoprolol	H <sub>2</sub> O, Ethanol	Cellulose, PUR
Pindolol	höhere Alkohole	PUR, Polycarbonat, Cellulose

Die erfindungsgemäße, den pharmazeutischen Wirkstoff enthaltende implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material ist erhältlich durch Behandlung der entsprechenden vorgefertigten implantierbaren Vorrichtungen aus polymerem Material, denen kein Wirkstoff zugesetzt ist. Dabei wird mit einem organischen Lösungsmittel die implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material gequollen, wobei die Polymermatrix so, verändert wird, daß pharmazeutische wirksame Substanzen mit, relativ zum Polymermaterial der Implantate, geringer Molekülmassen in das polymere Material des Implantats eindringen können. Nach dem Entfernen des organischen Lösungsmittels wird der Wirkstoff im polymeren Material der implantierbaren Vorrichtung eingeschlossen. Nach Kontakt mit physiologischem Medium, wie beispielsweise nach der Implantierung, wird die dann in der implantierbaren Vorrichtung enthaltende pharmazeutisch wirksame Substanz durch Diffusion wieder freigesetzt.

Für implantierbare Vorrichtungen aus vernetztem Polydimethylsiloxan, das mit hydrophobierter Kieselsäure als Füllstoff verstärkt sein kann, hat sich als organisches Lösungsmittel (Quellmittel), insbesondere Chloroform bewährt. Bei dieser Polymeren-/Lösungsmittelkombination hat sich Rifampicin, welches üblicherweise als Tuberkulostatikum Verwendung findet, sich aber durch eine äußerst hohe Wirksamkeit gegenüber Staphylokokken auszeichnet, als besonders geeignet erwiesen.

Die Inkorporierungsmenge an pharmazeutischem Wirkstoff kann in Abhängigkeit von Konzentration und Quelldauer variiert werden. Durch Temperatursteigerung bis zum Siedepunkt des verwendeten organischen Lösungsmittels können Inkorporierungsmengen bis zu 10 Massen-% erzielt werden. Allgemein kann auch durch Variation der Abdampfbedingungen des organischen Lösungsmittels, wie durch Temperatur- und Druckbeeinflussung das Freisetzungsprofil des inkorporierten Wirkstoffs in wäßriger Lösung signifikant und reproduzierbar verändert werden, auch die Konzentration des Quellmittels und Quelldauer der Wirkstofffreisetzung.

Bei dem oben beispielhaft angeführten Polysiloxan/Chloroform/Rifampicin-System wurde durch Erhitzen bis zum Siedepunkt des Quellmittels eine Inkorporierungsmenge von 9 Massen-% Rifampicin im polymeren Material erzielt. Mittels der Abdampfbedingungen läßt sich das Freisetzungsprofil des Antibiotikums oder der Antibiotikakombination steuern.

Wird das Quellmittel relativ schnell entfernt, etwa durch Abdampfen bei Unterdruck und jeweiliger Siedetemperatur, erreicht man eine relativ langsame anfängliche Freisetzung des Wirkstoffs, wohingegen eine langsame Entfernung des Quellmittels zu einer schnellen anfänglichen Freisetzung des Wirkstoffs aus der polymeren Matrix erreicht wird.

Zur Bestimmung der beispielsweise antimikrobiellen Aktivität der behandelten implantierbaren Vorrichtungen aus polymerem Material wurde *in vitro* die Messung der Adhäsion von Staphylokokken in Abhängigkeit von der Zeit gemessen. Bei einer Inkorporierungsrate von nur einem Massen-% Antibiotikum ließ sich über einen Zeitraum von etwa drei Tagen die Keimzahl der Staphylokokken unter die Meßgrenze reduzieren. Bei der maximalen Inkorporierungsrate von 9 Massen-% Rifampicin im polymeren Material wurde die Keimreduktion unter die Bestimmungsgrenze bereits nach 5 Stunden Inkubationszeit erreicht.

Hinsichtlich der freigesetzten Antibiotikamenge sind die bis zur Sättigung beladenen implantierbaren Vorrichtungen aus polymerem Material mindestens über einen Zeitraum von drei Wochen nach Implantation stark antimikrobiell wirksam und somit auch als länger implantierbare antiinfektiöse Fremdkörper für die medizinische Anwendung geeignet.

Nach längerer Dauer der Implantierung werden biokompatible Polymere nach und nach vollständig fibrosiert und je nach Gewebeart mit Endothelzellen besiedelt. An solch einem System ist eine Bakterienadhäsion lange nach Implantierung sehr unwahrscheinlich, d. h. die vulnerable Phase des Polymers liegt höchstens bei einigen Wochen.

Das erfindungsgemäße Verfahren zur Herstellung der erfindungsgemäßen implantierbaren Vorrichtungen, die mit pharmazeutischen Wirkstoffen imprägniert sind, weist als erste Verfahrensstufe die Behandlung des bereits fertiggestellten implantierbaren klinischen Gerätes mit einem organischen Lösungsmittel (Quellmittel) auf. Die Vorrichtung wird für eine bestimmte Zeit mit diesem Quellmittel, wahlweise bei erhöhter Temperatur, behandelt. Dabei kann gleichzeitig bereits ein in dem entsprechenden Lösungsmittel lösliches oder durch Zusatz von üblichen Lösungsvermittlern löslich gemachter Wirkstoff zugegen sein. Es ist jedoch auch möglich, vorgequollenes polymeres Material in eine Lösung des zu verwendenden Wirkstoffs zu geben, um dann wie oben beschrieben zu verfahren.

Es ist besonders vorteilhaft bei endothermen Quellsystemen die Quellung und Imprägnierung mit Antibiotikum des polymeren Materials bei Siedetemperatur des entsprechenden Quellmittels durchzuführen. Vorzugsweise wird die zu behandelnde implantierbare Vorrichtung unter Rückfluß mit dem Lösungsmittel, gegebenenfalls in Gegenwart des Antibiotikums, erhitzt. Danach wird das Lösungsmittel gegebenenfalls unter reduziertem Druck abgedampft.

Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, daß das organische Lösungsmittel (Quellmittel) und das polymere Material einen Flory-Huggins-Polymer-Interaction-Koeffizienten  $X < 0,5$  aufweist. Das Mischen eines Lösungsmittels 1 und eines Polymers 2 kann als quasichemische Reaktion aufgefaßt werden. Dabei wird ein Paar von Lösungsmittelkontakten 1-1 mit dem Kontaktpaar 2-2 von Polymerbausteinen zu zwei Paaren 1-2 umgesetzt. Die Änderung der Wechselwirkungsenergie beträgt entsprechend  $\delta \epsilon = \epsilon_{1,2} - 0,5(\epsilon_{1,1} + \epsilon_{2,2})$ . Die Mischungsenthalpie ist durch das Produkt aus  $\delta \epsilon$  und der Zahl  $N_{1,2}$  der Paare 1-2 gegeben, die wiederum von der Zahl  $N_G$  der Gitterplätze, der Zahl  $Z$  der nächsten Nachbarn um das 1-1 Paar und der Wahrscheinlichkeit abhängt, daß der nächste Gitterbauplatz von einem Lösungs-

mittel oder einem Polymerbaustein besetzt ist.

Diese Wahrscheinlichkeiten sind durch die Volumenbrüche  $\phi_1$  und  $\phi_2$  gegeben, so daß  $\delta H_{\text{mix}} = N_G \cdot Z \cdot \phi_1 \cdot \phi_2 \cdot \delta \epsilon$ .

Hierauf wird der Wechselwirkungsparameter definiert, welcher  $Z$  und  $\delta \epsilon$  erfaßt und sich auf die thermische Energie bezieht:

$$X = Z \cdot \delta \epsilon / K_B \cdot T$$

Hierbei wird angenommen, daß die Reaktion 1-1 und 2-2 ohne Volumenänderung vorläuft und rein enthalpischer Natur ist. Allerdings verlaufen die beiden Reaktionen mit Schwingungs- und Rotationsanteilen, woraus folgt, daß der Flory-Huggins-Koeffizient noch einen entropischen Anteil hat. Es ergibt sich in der Praxis, daß die Gibbs-Duhem-Mischungsenthalpie bei  $X = 0,5$  immer negativ ist; eine Entmischung ist kaum möglich. Zusätzlich stellt der Wert 0,605 einen kritischen Wechselwirkungsparameter dar, oberhalb dieses Wertes wird das chemische Potential positiv und es wird thermodynamisch eine Phasentrennung erwartet. Somit ist für ein gutes Löse- oder Quellmittel die Voraussetzung ein  $X$ -Wert von 0,5.

Tabelle einiger Lösungsmittel für PDMS und die entsprechenden Flory-Huggins-Parameter

	Polymerwechselwirkungsfaktor $n$ (geringe - hohe Solvenskonzentration)	
Lösemit- tel:	Cyclohexan	0,41 - 0,46
	Cyclopentan	0,42 - 0,46
	Diisobutylketon	0,49
	Hexadimethyldisiloxan	0,25 - 0,3
	Octamethyltrisiloxan	0,17 - 0,22
	n-Octan	0,51 - 0,42
	n-Pentan	0,4 - 0,43
	Toluol	0,72 - 0,45

Sehr oft steigt  $X$  mit steigender Polymerkonzentration bei schwachen Lösungsmitteln. In vielen Fällen bei guten Lösungsmitteln ist  $X$  unabhängig von der Konzentration. In sehr wenigen Fällen bei exothermen Systemen fällt  $X$  mit steigender Polymerkonzentration. Bei hohen Polymerkonzentrationen sind die Abhängigkeiten von  $X$  zum Volumenbruch nicht mehr linear, im Falle von zum Beispiel Polyvinylmethoxyacetal wird ein Maximum bei hoher Polymerkonzentration durchlaufen. Bei apolaren, flexiblen Polymeren wie PDMS wird ein lineares Verhalten erwartet.

Eine Abnahme von  $X$  mit wachsendem Polymervolumenbruch deutet auf eine zunehmende Abstoßung zwischen den Polymerbausteinen hin bzw. auf Änderungen der Struktur geordneter Lösungsmittel, zum Beispiel durch hydrophobe Effekte bei Polyvinylmethoxyacetal oder durch Ausbildung von lyotropen Flüssigkeitskristallen bei Zellulosenitrat.

Voraussetzung zur Inkorporierung eines Wirkstoffes in ein Polymer zum Zwecke der Freisetzung ist eine entsprechende Löslichkeit. Da man die Löslichkeit hier vom Wirkstoff in ein vernetztes Polymer nicht direkt bestimmen kann, werden die Löslichkeitsparameter  $\delta_x$  über die monomeren Einheiten des Polymers abgeschätzt. Diese Löslichkeitsparameter werden über die Kohäsionsenergiedichten berechnet, wobei

$$\delta_1^2 = N_L \cdot Z \cdot \epsilon_1 / 2V_1 \text{ (cal/cm}^3\text{)}$$

$\delta^2$  = Kohäsionsenergiedichte  
 $V_1$  = Molvolumen.

Zieht man von der Verdampfungsenthalpie die gegen den Außendruck zu leistende Arbeit ab, so erhält man die Verdampfungsenthalpie pro Einheitsvolumen.

Polymere haben eine Verdampfungsenthalpie von  $E_2 = V_2 \cdot \delta_2^2$ . In der Praxis liegen die  $\delta$ -Werte zwischen 7 (Aliphaten) und 23,4 (Wasser). Für polare Substanzen gelten außer dispersen Kräften auch Dipol-Dipol-Wechselwirkungen und H-Brückenbindungen. Somit gilt die Erweiterung des Terms auf  $\delta^2 = \delta_{\text{dispers}}^2 + \delta_{\text{polar}}^2 + \delta_{\text{H-Brücke}}^2$ .

Bei Polymeren erhält man  $\delta$  außer über die Abschätzung monomerer Einheiten über die Grenzviskositätszahlen



oder Quellungsgrade linearer Makromoleküle. Da im speziellen Fall eines vernetzten Silikonkatheters kein lineares Polymer im strengen Sinn mehr vorliegt, entfallen diese beiden Methoden. Somit kann über die Löslichkeitsparameter die Löslichkeit eines Stoffes im vernetzten Polymer abgeschätzt werden.

Vorzugsweise geht man erfindungsgemäß so vor, daß die Löslichkeiten des Antibiotikums in 20 verschiedenen Lösungsmitteln bestimmt werden und über einen Vergleich tabellarisch aufgelisteter  $\delta$ -Werte die Kohäsionsenergiedichten für den dispersen, polaren und stark attraktiven Bereich (Wasserstoff-Brücken) des Antibiotikums ermittelt werden.

Tabelle der Hildebrand-Parameter apolarer Lösungsmittel in Relation zu Wasser und Methanol

	$\delta_1$	$\delta_d$	$\delta_p$	$\delta_H$
Lösungsmittel Cyclohexan	8,18	8,18		
Lewis-Säuren:				
CCl <sub>4</sub>	8,65	8,65		
CHCl <sub>3</sub>	9,33	8,75		
CH <sub>2</sub> Cl <sub>2</sub>	9,73	8,72		
Lewis-Basen:				
Diethylether	7,61	7,05	1,4	2,5
Trimethylamin	7,4			
Methanol:	14,6	7,42		
Wasser:	23,4	7,6	7,8	20,4

Zusätzliche Lösungsmittel für Siloxane, insbesondere PDMS sind Monochlor- und Dichlorbenzol, o-F-Toluol, Ethylbromid, 1,2-Dimethoxyethan, Methylethylketon unter Erhitzen, Ethylacetat, Isopropylacetat, Amylacetat, Cyclohexylacetat.

#### Theta-Lösungsmittel

Bei einer bestimmten Temperatur (Theta-Temperatur) kompensieren sich die Mischungsentropie und -enthalpie. Diese Lösung bezeichnet man als pseudoideale Lösung, das physikalische Verhalten als ideales Verhalten. Die Theta-Temperatur ähnelt somit der Boyle Temperatur idealer Gase. Interessant für die Quellung in PDMS sind somit auch die Thetamischungen:

Aceton/Toluol	6 : 5 (29°C)
Benzylalkohol/CHCl <sub>3</sub>	12,8 : 87,2 (25°C)
Cyclohexanol/Toluol	34 : 66 (25°C)
Ethanol/n-Heptan	49 : 51 (63°C)

Für Polymethylmethacrylate (PMMA) werden vorzugsweise die folgenden Quell- bzw. Lösungsmittel eingesetzt: Benzol, Xylole, Methylenchlorid, CHCl<sub>3</sub>, Cl-Benzol, Cyclohexanol, Isobutanol (heiß), Dioxan, Methylethylketon, Ethylacetat, Cyclohexylacetat, Nitromethan.

Als Mischungen kommen insbesondere Ethanol/Wasser, Ethanol/CCl<sub>4</sub>, Isopropanol/Methylethylketon in Betracht.

PMMA und dessen Solventien geordnet nach steigender Kohäsionsenergiedichte und abnehmender Löslichkeit

5

10

15

20

	$\delta_1(\text{cal/cm}^3)^{0,5}$
PMMA :	10,8
Benzol (B) :	9,2
$\text{CHCl}_3$ (S) :	9,3
Butanon (B) :	9,3
Aceton (B) :	9,8
1,4-Dioxan :	10,0
DMF (B) :	12,1
m-Kresol (S) :	13,3
$\text{HCOOH}$ (S) :	13,5
S = Säure, B = Base	

PMMA, Polystyrol und Polyvinylacetat sind schwache Lewissäuren mit  $\delta_1$  9,1 - 9,4 und lösen sich in Solventien im gleichen Bereich.

Abweichend davon ist PMMA aber in m-Kresol und  $\text{HCOOH}$  löslich (Hildebrand-Parameter siehe oben) und Polystyrol nicht. Zudem ist Polystyrol in Aceton ( $\delta = 9,8$ ) nicht löslich. Der Grund hierfür mag darin liegen, daß die einzelnen Moleküle teilweise als Dimere vorliegen. Die Keto-Gruppe wird zum Beispiel in diesem Zustand von den Methylgruppen abgeschirmt und die Solvatisierung der Phenylgruppe wird somit stark vermindert. Gibt man beispielsweise Cyclohexan hinzu, vermindert sich der Dimerisierungsgrad und eine bessere Solvatisierung tritt ein. Außerdem ergeben Nichtlösermischungen manchmal gute Mischlöser und Mischungen von guten Lösern zusammen manchmal Nichtlöser. Aus diesen Beispielen ist erkennbar, daß es gewisse Abweichungen von der linearen Beziehung von Löslichkeit und der Löslichkeitsparameter gibt, jede Kombination muß für sich geprüft werden.

Vorzugsweise werden für Polyurethane je nach zu erhaltenen Quellungsgrad (Gel-Lösung) eher aprotische, polare Lösungsmittel in Betracht gezogen: DMF, DMA, Methylethylketon, HMPT, DMSO, Dioxan (heiß), m-Kresol, Trikresol, n-Propanol, Dichloressigsäure. Als bevorzugt haben sich die folgenden Mischungen herausgestellt: Aceton/DMF 21 : 79, Dichlorethan/Diethylenglykol 80 : 20,  $\text{CH}_3\text{OH}/\text{CCl}_4$  80 : 20,  $\text{CCl}_4$  mit m-Kresol bzw. Cyclohexan bzw. Ethylacetat, DMF bzw. DMA mit versch. Ether bzw. Aceton.

Lösungsmittel für Polycarbonate sind vorzugsweise n-Heptan, n-Octan, n-Hexan, THF, o-Dichlorbenzol, Benzol,  $\text{CHCl}_3$ , Aceton, Dioxan, DMF, m-Kresol, Cyclohexanon, Pyridin, Ethylacetat oder Mischen wie  $\text{CHCl}_3$ /Methanol, Methylendichlorid/n-Hexan bzw. n-Heptan.

Polytetrafluorethylen löst sich vollständig nur in Perfluorkerosen bei 350°C. Zum Quellen kommen vorzugsweise chlorierte und fluorierte Kohlenwasserstoffe und solche Lösungsmittel in Betracht, die auch für PDMS geeignet sind.

Polyethylenterephthalate lösen sich in ähnlichen Systemen wie sie für PMMA in Betracht kommen, insbesondere lösen sie sich bevorzugt in Cyclohexan/Dichloressigsäure.

Cellulose und Derivate (Nahtmaterialien) lösen sich bzw. quellen bevorzugt in Aceton, Ethylacetat, Alkoholen, Cadoxen, Cuoxan, Cuoxen, i-Butanol, Ethylacetat, Dioxan, Pyridin,  $\text{CHCl}_3$ , Methylendichlorid und Acetonitril.

Prinzipiell als Wirkstoff einsetzbar sind zum Beispiel alle Antibiotika, welche in ihrem Erregerspektrum Staphylokokken beinhalten und sich durch jeweils geeignete Löslichkeitsparameter auszeichnen. Für PDMS werden vorzugsweise Rifampicin, Fusidinsäure, Erythromycinbase, Clindamycinstearat, Mupirocin, Trimethoprim (bezogen auf Reinstsubstanzen ohne Zusätze) eingesetzt. Mit Hilfe eines Löslichkeitsvermittlers kann das Spektrum auf Gyrasehemmer, Gentamycinbase, Isoxazylicilline und entsprechende Cephalosporine (Cephomandolformiat) erweitert werden, obwohl die Quellung im einfachen Solvens bevorzugt ist. Für PMMA werden vorzugsweise eingesetzt oben genannte Antibiotika mit und ohne Lösungsvermittler.

Für PUR werden vorzugsweise eingesetzt Isoxazylicilline, Gentamycinbase, Cephalosporine der 3. oder 4. Generation und Ciprofloxacin oder ein anderer Gyrasehemmer, welcher über entsprechende Löslichkeitsparameter verfügt. Für Polytetrafluorethylen werden vorzugsweise die lipophilen Chemotherapeutika wie Rifampicin und unpolare Salze von Fettsäuren und Fusidinsäure, Erythromycin, Clindamycin und Mupirocin eingesetzt. Für Polyethylenterephthalate können ähnliche Antibiotika, wie bei PMMA beschrieben, eingesetzt werden. Für Cellulose und dessen Derivate (Nahtmaterialien) kommen insbesondere hydrophile Antibiotika wie Gentamycin, Isoxazylicilline und

Cephalosporine zum Einsatz.

Es ist erfindungsgemäß möglich, alle pharmazeutischen Wirkstoffe zu kombinieren, sofern sich die Wirkungen nicht antagonisieren und ähnliche Löslichkeitsparameter vorhanden sind. So wird bei einer Kombination von Antibiotika in jedem Fall eine eventuelle Resistenzverminderung eintreten, im positiven Falle zusätzlich ein Synergismus der Wirkungen. Zusätzlich wird zum Beispiel leicht ein erweitertes antimikrobielles Spektrum erreicht, die Wirkgeschwindigkeit ist oft vergrößert, und letztendlich bei Summation der oben genannten Gründe wird nicht soviel Wirksubstanz benötigt. Günstige Kombinationen von Antibiotika sind insbesondere Rifampicin-Gyrasehemmer (Ciprofloxacin, Pefloxacin), Rifampicin-Mupirocin, Rifampicin-Clindamycin, Rifampicin-Gentamicin. Auch andere Kombinationen sind möglich.

Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht die kontrollierte Einschleusung von pharmazeutischen Wirkstoffen, zum Beispiel von antibiotisch wirksamen Substanzen, Cytostatika, Antirheumamittel, in bereits vorgefertigte klinische Gerätschaften. Dadurch wird es ermöglicht, an die Einsatzgebiete optimal angepaßte Wirkstoffe in die entsprechenden Gerätschaften zu inkorporieren. Je nach Anwendungsbereich ist es demnach zum Beispiel auch möglich, die gewünschte Menge an Antibiotikum zu regulieren. Üblicherweise ändern sich die mechanischen Eigenschaften der Gerätschaften aus polymerem Material in Abhängigkeit von der Wirkstoffmenge. So sinkt beispielsweise im System Chloroform/Siloxan/Rifampicin der Elastizitätsmodul, die Reißfestigkeit und das Dehnungsvermögen des Elastomers. Die mechanischen Eigenschaften, insbesondere im Katheterbereich, werden jedoch nicht so stark beeinträchtigt, daß der Einsatzbereich der Katheter in Frage gestellt wäre. Sollen die Gerätschaften vor ihrem Einsatz sterilisiert werden, müssen selbstverständlich Wirkstoffe eingesetzt werden, die die thermische Behandlung der Sterilisation unbeschadet überstehen. Kaltsterilisationsverfahren wie radioaktive Bestrahlung sind daher besonders bevorzugt. Auch hat sich das Plasmasterilisationsverfahren, zum Beispiel im Vakuum mit Argon 4 GHz, 600 Watt bewährt.

Vorteilhaft bei den erfindungsgemäß erhältlichen, mit Antibiotika imprägnierten Kathetern, ist deren Langzeiteinsatz. Im Tiermodell wurde anhand von 10 Kaninchen, die mit der Schwellendosis des Keimes *Staphylokokkus epidermidis* RP 62 im Ventrikelraum infiziert wurden und denen Antibiotika enthaltende Katheter, die erfindungsgemäß behandelt worden waren, implantiert. Keines der Tiere zeigte Zeichen einer relevanten klinischen Entzündung; Liquor, Hirngewebe und Blut der Kaninchen blieben steril.

Die Erfindung wird anhand der folgenden Beispiele näher erläutert:

#### Beispiel 1

Zur Kontrolle der Sterilität der Operationsbedingungen bei der Implantierung eines 1 cm langen PDMS-Schlauches in den Ventrikelraum des Säugers wurden 10 Kaninchen ohne Anzeichen einer nachfolgenden Sepsis in einem standardisierten Verfahren operiert. Weder aus dem Katheter noch im Hirngewebe, Liquor oder Blut ließen sich Bakterien finden.

Zur Ermittlung der Schwellendosis bei der Implantatkontamination und sicherer Kolonienbildung auf dem Kunststoff wurden 26 Kaninchen mit steigenden Dosen von  $10^2$  bis  $10^8$  Keimen des normalerweise apathogenen Stammes *Staphylokokkus epidermidis* RP<sub>62</sub> bei der intrathekalen Implantierung des Katheters infiziert. Auf insgesamt 77% der Katheter konnte nach 1 - 2 Monaten Implantationsdauer der Keim isoliert werden, ab einer Kontaminationsdosis von  $10^6$  Bakterien waren auf jedem Katheter *Staphylokokken*kolonien zu finden.

Bei 15 Kaninchen wurden die 9% Rifampicin enthaltenden Katheterstücke mit jeweils der Schwellendosis in den Hirnventrikel implantiert. Keines der Tiere wies nach 1 bis 8 Wochen klinische Zeichen einer Sepsis auf, weder auf dem Silikon noch im Hirngewebe, Blut und Liquor waren Keime zu finden.

#### Beispiel 2

Ein PDMS-Katheter wird bis zum Gleichgewicht in  $\text{CHCl}_3$  bei 62°C (20 Min.) vorgequollen, dann erfolgt eine weitere Quellung in 42% Rifampicin- $\text{CHCl}_3$ -Lösung bei 62°C (4 Stunden). Daraufhin wird das Solvens bei 60°C und 0,1 mbar abgezogen. Unter diesen Abdampfungsbedingungen des Chloroforms erzielt man eine Reduktion des anfänglichen "Burst-Effects", die hohe Initialfreisetzung wird vermindert und der Wirkstoff wird in signifikanter Weise über einen längeren Zeitraum freigesetzt. Bei einer langsameren Kinetik der Evaporation (Temperatur bis 60°C, Druck 1,0 mbar) erhält man eine größere Oberflächenkonzentration des Antibiotikums, somit eine geringere Beladung der polymeren Matrix. Daraus resultiert ein stärkerer "Burst-Effect".

#### **Patentansprüche**

1. Verfahren zur Herstellung einer vorgefertigten implantierbaren Vorrichtung aus einem polymeren Material, die pharmazeutische Wirkstoffe, ausgenommen antimikrobielle Wirkstoffe mit quartären Ammoniumgruppen, enthält, wobei die vorgefertigte implantierbare Vorrichtung für eine bestimmte Zeitdauer mit einem organischen Lösungs-

mittel behandelt wird, wobei entweder der pharmazeutische Wirkstoff gleichzeitig anwesend ist oder nach einer bestimmten Zeitdauer ein in einem ähnlichen oder gleichen organischen Lösungsmittel gelöster pharmazeutischer Wirkstoff mit dem vorbehandelten Implantat behandelt wird und daraufhin das oder die organischen Lösungsmittel abgedampft werden und die behandelten Implantate danach gegebenenfalls sterilisiert werden, dadurch gekennzeichnet, daß

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

- das organische Lösungsmittel und das polymere Material einen Flory-Huggins-Koeffizienten (Polymer-Interaction Factor)  $0,30 < X < 0,605$  und/oder eine ähnliche Kohäsionsenergiedichte  $\delta$  wie das polymere Material aufweist, mit der Maßgabe, daß bei der Kombination Polysiloxan als Polymermaterial, Rifampicin als inkorporierender pharmazeutischer Wirkstoff und Chloroform als organisches Lösungsmittel die Behandlung unter Temperatursteigerung bis zum Siedepunkt des Chloroforms durchgeführt wird,
  - der zu inkorporierende pharmazeutische Wirkstoff eine ähnliche Kohäsionsenergiedichte im Verhältnis zum Polymer und Solvens aufweist,
  - die Abdampfbedingungen des organischen Lösungsmittels das Freisetzungsprofil des inkorporierten Wirkstoffs in wäßriger Lösung bestimmen, indem bei schneller Entfernung des Lösungsmittels eine langsame anfängliche Freisetzung des Wirkstoffs aus der polymeren Matrix erreicht wird, oder bei langsamer Entfernung des Lösungsmittels eine schnelle anfängliche Freisetzung des Wirkstoffs aus der polymeren Matrix erreicht wird.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei implantierbare Vorrichtungen aus Silikonpolymeren mit Chloroform und Fusidinsäure, Erythromycinbase, Clindamycinstearat, Mupirocin, Trimetoprim behandelt werden.
  3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Polyurethane mit DMF, DMA, Methylethylketon, HMPT, DMSO, Dioxan (heiß), m-Kresol, Trikresol, n-Propanol, Dichloressigsäure oder Mischungen aus Aceton DMF, Dichlorethan/Diethylenglykol, Methanol/Tetrachlorkohlenstoff, Tetrachlorkohlenstoff/mKresol, Tetrachlorkohlenstoff/Cyclohexan, Tetrachlorkohlenstoff/Ethylacetat, DMF/DMA mit verschiedenen Ethern oder Aceton zur Quellung gebraucht werden.
  4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Polycarbonate mit n-Heptan, n-Octan, n-Hexan, THF, o-Dichlorbenzol, Benzol, Chloroform, Aceton, Dioxan, DMF, m-Kresol, Cyclohexanon, Pyridin, Ethylacetat oder Mischungen wie Chloroform/Methanol, Methylenchlorid/n-Hexan bzw. n-Heptan, Polytetrafluoroethylen mit chlorierten und fluorierten Kohlenwasserstoffen, Polyethylenterephthalate mit Cyclohexan/ Dichloressigsäure und die für Polymethylmethacrylate genannten Solvenzien zur Quellung gebracht werden.
  5. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Cellulose- und deren Derivate mit Aceton, Ethylacetat, Alkoholen, Cadoxcin, Kuoxan, Kuoxen, Butanol, Ethylacetat, Dioxanpyridin, Chloroform, Methylenchlorid, Acetonitril zur Quellung gebracht werden.
  6. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei unter Zuhilfenahme geeigneter Lösungsvermittler, wie Dimethylformamid, Ethylalkohol, Essigsäure, eine Erhöhung der Wirkstoffkonzentration im polymeren Material erreicht wird, auch wenn die Kohäsionsenergiedichten von Polymer und Wirkstoff nicht kompatibel sind.
  7. Implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material, die bis zur Sättigung mit einem pharmazeutischen Wirkstoff beladen ist, erhältlich durch ein Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 1 bis 6.
  8. Implantierbare Vorrichtung nach Anspruch 7, wobei das polymere Material aus Siloxanen, Polyurethanen, Acrylaten, Polycarbonaten, Cellulose, Cellulosederivaten, Polymeren aus Tetrafluoroethylen und Polyethylenterephthalaten und anderen in der medizinischen Technik verwendeten Polymeren oder Gemischen davon besteht.
  9. Implantierbare Vorrichtung nach einem der Ansprüche 7 und/oder 8, wobei die Vorrichtungen Katheter, Interokularlinsen, Kontaktlinsen, orthopädische Implantate, Shuntmaterialien sind.
  10. Implantierbare Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 7 - 9, dadurch gekennzeichnet, daß als pharmazeutischen Wirkstoffe Cytostatika, Antirheumamittel, Antibiotika, Thrombozytenaggregationshemmer, Beta-blocker, Kalziumblocker eingesetzt werden.

## Claims

1. A method for the preparation of a prefabricated implantable device made of a polymeric material which contains pharmaceutical active substances, with the exception of antimicrobial agents with quarternary ammonium groups, wherein said prefabricated implantable device is treated with an organic solvent for a given period of time, wherein either said pharmaceutical active substance is simultaneously present, or a pharmaceutical active substance dissolved in a similar or the same organic solvent is treated with the pretreated implantate after a given period of time, followed by evaporating the organic solvent or solvents and thereafter optionally sterilizing the treated implantates, characterized in that
  - said organic solvent and said polymeric material have a Flory-Huggins coefficient (polymer interaction factor) of  $0.30 < X < 0.605$  and/or a similar cohesive energy density,  $\delta$ , as the polymeric material, with the proviso that, when combining polysiloxane as the polymeric material, rifampicin as the pharmaceutical active substance to be incorporated, and chloroform as the organic solvent, the treatment is performed with increasing the temperature up to the boiling point of chloroform;
  - the pharmaceutical active substance to be incorporated has a similar cohesive energy density as the polymer and solvent;
  - the conditions of evaporation of the organic solvent will determine the release profile of the incorporated active substance in aqueous solution, inasmuch as a rapid removal of the solvent will result in a slow initial release of the active substance from the polymeric matrix, or a slow removal of the solvent will result in a rapid initial release of the active substance from the polymeric matrix.
2. The method according to claim 1, wherein implantable devices made of silicone polymers are treated with chloroform and fusidinic acid, erythromycin base, clindamycin stearate, mupirocin, trimetoprim.
3. The method according to claim 1, wherein polyurethanes are made to swell with DMF, DMA, methyl ethyl ketone, HMPT, DMSO, dioxane (hot), m-cresol, tricresol, n-propanol, dichloroacetic acid or mixtures of acetone/DMF, dichloroethane/diethylene glycol, methanol/carbon tetrachloride, carbon tetrachloride/m-cresol, carbon tetrachloride/cyclohexane, carbon tetrachloride/ethyl acetate, DMF/DMA with various ethers or acetone.
4. The method according to claim 1, wherein polycarbonates are made to swell with n-heptane, n-octane, n-hexane, THF, o-dichlorobenzene, benzene, chloroform, acetone, dioxane, DMF, m-cresol, cyclohexanone, pyridine, ethyl acetate, or mixtures, such as chloroform/methanol, methylene chloride/n-hexane or n-heptane, polytetrafluoroethylene with chlorinated and fluorinated hydrocarbons, poly(ethylene terephthalates) with cyclohexane/dichloroacetic acid, and the solvents stated for poly(methyl methacrylates).
5. The method according to claim 1, wherein cellulose and its derivatives are made to swell with acetone, ethyl acetate, alcohols, cadoxin, kuoxane, kuoxene, butanol, ethyl acetate, dioxane pyridine, chloroform, methylene chloride, acetonitrile.
6. The method according to at least one of claims 1 to 5, wherein an increase of the active substance concentration in the polymeric material is achieved with the aid of suitable solubilizers, such as dimethylformamide, ethyl alcohol, acetic acid, even when the cohesive energy densities of polymer and active substance are not compatible.
7. An implantable device made of a polymeric material which is loaded with a pharmaceutical active substance to saturation, obtainable by the method according to at least one of claims 1 to 6.
8. The implantable device according to claim 7, wherein said polymeric material consists of siloxanes, polyurethanes, acrylates, polycarbonates, cellulose, cellulose derivatives, polymers of tetrafluoroethylene and poly(ethylene terephthalates), and other polymers used in medical engineering, or mixtures thereof.
9. The implantable device according to any of claims 7 and/or 8, wherein said devices are catheters, interocular lenses, contact lenses, orthopedic implantates, shunt materials.
10. The implantable device according to at least one of claims 7 to 9, characterized in that cytostatic agents, antirheumatic agents, antibiotics, platelet aggregation inhibitors, beta blockers, calcium blockers are used as said pharmaceutical active substances.

ceutic active substances.

## Revendications

- 5 1. Procédé de fabrication d'un dispositif implantable préfabriqué en un matériau polymère, qui contient des principes actifs pharmaceutiques, à l'exception de principes actifs antimicrobiens comportant des groupes ammonium quaternaire, dans lequel le dispositif implantable préfabriqué est, pendant un certain laps de temps, traité à l'aide d'un solvant organique, et dans lequel soit le principe actif pharmaceutique est simultanément présent, soit, au bout d'un certain laps de temps, un principe actif pharmaceutique, dissous dans un solvant organique analogue ou identique, est traité avec l'implant prétraité, puis le ou les solvants organiques sont chassés par évaporation, et les implants traités sont ensuite éventuellement stérilisés, caractérisés en ce que
  - 10 - le solvant organique et le matériau polymère ont un coefficient de Flory-Huggins (Facteur d'interaction avec le Polymère)  $0,30 < X < 0,605$  et/ou une densité d'énergie de cohésion  $\delta$  analogue à celle du matériau polymère, à la condition que, dans la combinaison utilisant un polysiloxane en tant que matériau polymère, de la rifampicine en tant que principe actif pharmaceutique à incorporer et du chloroforme en tant que solvant organique, le traitement est mis en oeuvre avec une élévation de la température jusqu'au point d'ébullition du chloroforme,
  - le principe actif pharmaceutique à incorporer a une densité d'énergie de cohésion analogue à celle du polymère et du solvant,
  - 20 - les conditions d'évaporation du solvant organique définissent le profil de libération du principe actif incorporé en solution aqueuse, par le fait que, en présence d'une élimination rapide du solvant, on arrive à une libération initiale lente du principe actif à partir de la matrice polymère, ou encore, dans le cas d'une élimination lente du solvant, on arrive à une libération initiale rapide du principe actif à partir de la matrice polymère.
- 25 2. Procédé selon la revendication 1, dans lequel des dispositifs implantables en silicones polymères sont traités avec du chloroforme et de l'acide fusidique, de l'érythromycine base, du stéarate de clindamycine, de la mupirocine, du trimétoprim.
- 30 3. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on utilise pour le gonflement de polyuréthanes du DMF, du DMA, de la méthyléthylcétone, du HMPT, du DMSO, du dioxanne (chaud), du m-crésol, du tricrésil, du n-propanol, de l'acide dichloracétique ou des mélanges acétone/DMF, dichloréthane/diéthylèneglycol, méthanol/tétrachlorure de carbone, tétrachlorure de carbone/m-crésol, tétrachlorure de carbone/cyclohexane, tétrachlorure de carbone/acétate d'éthyle, DMF/DMA avec différents éthers ou de l'acétone.
- 35 4. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on utilise pour le gonflement de polycarbonates du n-heptane, du n-octane, du n-hexane, du THF, de l'o-dichlorobenzène, du benzène, du chloroforme, de l'acétone, du dioxanne, du DMF, du m-crésol, de la cyclohexanone, de la pyridine, de l'acétate d'éthyle ou des mélanges tels que les mélanges chloroforme/méthanol, chlorure de méthylène/n-hexane ou n-heptane, pour celui du polytétrafluoréthylène des hydrocarbures chlorés ou fluorés, pour celui du poly(téréphtalate d'éthylène) un mélange cyclohexane/acide dichloracétique, et les solvants mentionnés pour des poly(méthacrylate de méthyle).
- 40 5. Procédé selon la revendication 1, dans lequel on utilise, pour le gonflement de la cellulose et de ses dérivés, de l'acétone, de l'acétate d'éthyle, des alcools, de la cadoxine, du kuoxane, du kuoxène, du butanol, de l'acétate d'éthyle, de la dioxanepyridine, du chloroforme, du chlorure de méthylène, de l'acétonitrile.
- 45 6. Procédé selon au moins l'une des revendications 1 à 5, dans lequel, à l'aide de tiers-solvants appropriés tels que le diméthylformamide, l'alcool éthylique, l'acide acétique, on arrive à une augmentation de la concentration du principe actif dans le matériau polymère, même quand les densités d'énergie de cohésion du polymère et du principe actif ne sont pas compatibles.
- 50 7. Dispositif implantable en un matériau polymère, qui jusqu'à saturation est chargé d'un principe actif pharmaceutique, pouvant être obtenu par un procédé selon au moins l'une des revendications 1 à 6.
- 55 8. Dispositif implantable selon la revendication 7, dans lequel le matériau polymère est constitué de siloxanes, de polyuréthanes, d'acrylates, de polycarbonates, de cellulose, de dérivés de la cellulose, de polymères de tétrafluoréthylène et de poly(téréphtalate d'éthylène) et d'autres polymères utilisés en technique médicale, ou leurs mélanges.

## EP 0 550 875 B1

9. Dispositif implantable selon l'une des revendications 7 et/ou 8, dans lequel les dispositifs sont des sondes, des lentilles intraoculaires, des lentilles de contact, des implants orthopédiques, des stents.

5 10. Dispositif implantable selon au moins l'une des revendications 7-9, caractérisé en ce qu'on utilise, en tant que principes actifs pharmaceutiques, des cytostatiques, des antirhumatismaux, des antibiotiques, des inhibiteurs de l'agrégation thrombocytaire, des bêta-bloquants, des agents bloquant le calcium.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

Bestimmung der Löslichkeitsparameter  $\delta$  von Polymer und Pharmakon

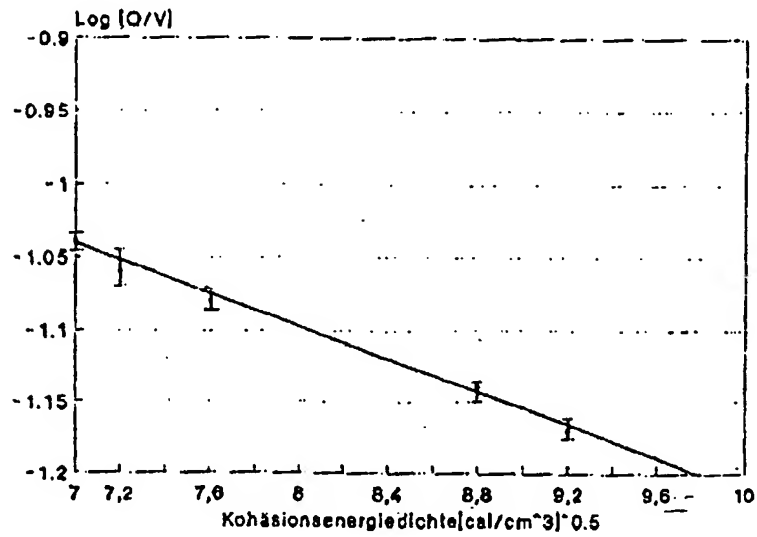


Fig. 1 Bestimmung der Kohäsionsenergiedichte  $\delta$  des Silikons

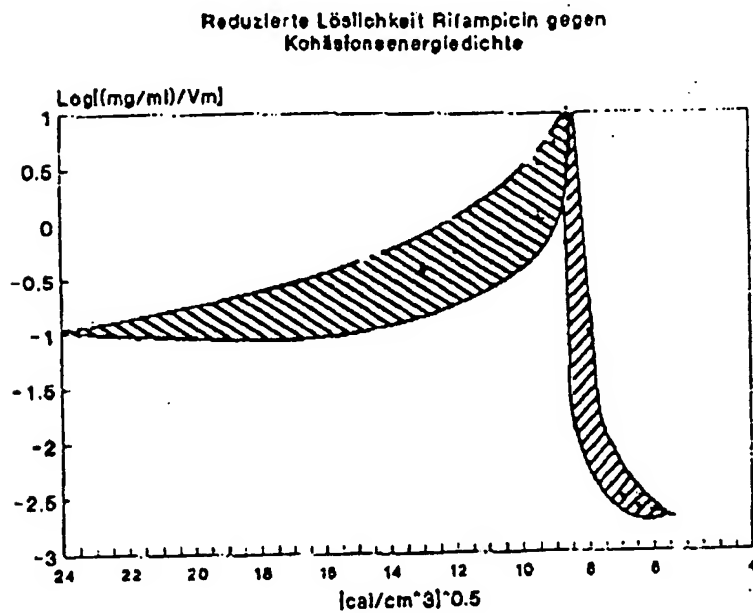


Fig. 2 Bestimmung von  $\delta$  Rifampicin mittels reduzierter Löslichkeit

Fig. 1 und Fig. 2 sind als visuelle Erklärung der Patentansprüche vorgesehen.



(19)



Europäisches Patentamt  
European Patent Office  
Office européen des brevets



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 550 875 A1**

(12)

## EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(21) Anmeldenummer: 92121785.7

(51) Int. Cl.<sup>5</sup>: **A61L 27/00**, **A61L 29/00**,  
**A61L 31/00**

(22) Anmeldetag: 22.12.92

(30) Priorität: 31.12.91 DE 4143239

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:  
14.07.93 Patentblatt 93/28

(84) Benannte Vertragsstaaten:  
BE CH DE ES FR GB IT LI NL

(71) Anmelder: Schierholz, Jörg, Dr.  
Jülicherstrasse 24a  
W-5000 Köln 1(DE)

(72) Erfinder: Schierholz, Jörg, Dr.  
Jülicherstrasse 24a  
W-5000 Köln 1(DE)

(54) Pharmazeutische Wirkstoffe enthaltende implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material sowie Verfahren zu deren Herstellung.

(57) Es wird eine pharmazeutische Wirkstoffe enthaltende implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material beschrieben, die erhältlich ist

- durch Behandlung der entsprechenden vorgefertigten implantierbaren Vorrichtung aus einem polymeren Material ohne Zusatz eines oder mehrerer Wirkstoffe mit einem organischen Lösungsmittel oder Kombinationen von Lösungsmitteln, das
- mit der implantierbaren Vorrichtung dergestalt in Wechselwirkung tritt, daß mindestens eine der pharmazeutisch wirkenden Substanzen mit, relativ zum polymeren Material der Implantate, geringerer Molekülmasse, in das polymere Material des Implantats eindringen kann,
- nach dem Entfernen des organischen Lösungsmittels der pharmazeutisch wirksamen Substanz oder Substanzen zunächst im polymeren Material der implantierbaren Vorrichtung verbleiben und
- nach Implantation der implantierbaren Vorrichtung die enthaltende pharmazeutisch wirksame Substanz oder Substanzen durch Diffusion wieder freisetzbar sind.

### Bestimmung der Löslichkeitsparameter $\delta$ von Polymer und Pharmakon

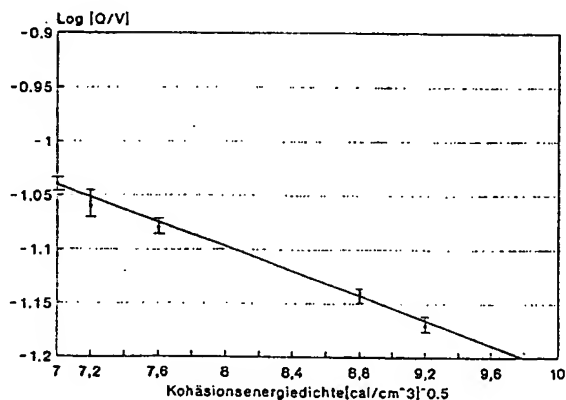


Fig. 1 Bestimmung der Kohäsionsenergiedichte  $\delta$  des Silikons

EP 0 550 875 A1

Gegenstand der vorliegenden Erfindung ist ein mindestens einen pharmazeutischen Wirkstoff enthaltende implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material sowie ein Verfahren zur Herstellung desselben und eine Verwendung von organischen Lösungsmitteln zur Herstellung von mit pharmazeutischen Wirkstoffen imprägnierten polymeren Materialien.

Orthopädische Implantate werden oftmals nach Entnahme von Knochenteilen bei Carcinoma-Patienten oder Patienten mit rheumatischen Erkrankungen erforderlich. Es wäre daher von Vorteil, wenn solche Implantate mit Wirkstoffen beispielsweise mit Cytostatika oder Antirheumamittel wie Steroiden beladen werden könnten, um direkt am Implantatsort eine entsprechende Wirkung zu entfalten. Hohe systemische Dosierungen der Wirkstoffe zur Erzielung lokaler hoher Dosen könnten somit vermieden werden.

Auch im Rahmen einer Implantation eines By-Passes aus Fremdkörpermaterial ist es notwendig, die Komplikationsrate von 15 bis 25%, die durch thrombotische Verschlüsse hervorgerufen werden, zu senken. Hierbei kommen in erster Linie Wirkstoffe in Betracht, die die Thrombozytenaggregation vermindern, wie beispielsweise Acetylsalicylsäure. Diese Medikamente müssen auch für längere Zeiträume verabreicht werden. Bei den By-Pass-Patienten ist es zusätzlich indiziert, Vasodilatoren zusätzlich freizusetzen, mit denen die Sauerstoffbilanz des geschädigten Herzens verbessert wird. Dabei kommen insbesondere Nitrate, wie Glycerolnitrat, Isosorbidnitrate in der Mono- oder Diform in Frage.

Ein nach wie vor großes Problem in der klinischen Medizin ist die Prävention von Infektionen bei Patienten, die Dauerimplantate oder für längere Zeit Implantate wie Katheter tragen müssen. So sind koagulase-negative Staphylokokken seit einigen Jahren zunehmend Hauptverursacher von Fremdkörperinfektionen (sogenannten Plastikinfektionen). Diese, lange Zeit als nicht-pathogen angesehenen Bakterien, spielen zum Teil die Hauptrolle bei der Infektion von Schrittmacherelektroden, Gelenkprothesen und allen möglichen Sorten von Kathetern. Zur Therapie dieser Fremdkörperinfektionen ist die Entfernung des Implantats notwendig, da eine systemische Chemotherapie mit Antibiotika alleine nicht wirksam ist, da unphysiologisch hohe Dosen des zur Vernichtung der Bakterien geeigneten Antibiotikums verwendet werden müßten.

Der erste Schritt der Besiedlung der Fremdkörperoberfläche nach Implantation ist die Adhäsion des Keimes, bevorzugt an Oberflächendefekten. Nach einigen Stunden der Adhäsion kann es mit der Proliferation der Bakterien zu der Produktion von extrazellulärem Schleim kommen, welcher ein starkes Penetrationshindernis für das systemisch applizierte Antibiotikum darstellt. Nach verstärkter Vermehrung der Keime an der polymeren Oberfläche, kann es im Laufe der Zeit zu einer septischen Bakteriämie kommen. Um die Vermehrung der Keime an der Oberfläche zu unterbinden und damit kausal die Fremdkörperinfektion zu vermeiden, muß zur Zeit der Bakterienadhäsion ein stark wirksames Antibiotikum bereitgestellt werden. Dies kann durch die Inkorporierung eines geeigneten Chemotherapeutikums in die Polymermatrix gelingen, vorausgesetzt, daß das Chemotherapeutikum auch aus der Kunststoffmatrix herausdiffundieren kann. In diesem Fall kann dann die Freisetzung des Antibiotikums auf einen größeren Zeitraum ausgedehnt werden, damit für einen entsprechend längeren Zeitraum die Bakterienadhäsion bzw. Proliferation auf dem Polymer verhindert wird.

Die DE-A-34 29 038 betrifft ein resorbierbares Wirkstoffdepot auf Basis von Kollagen, dadurch gekennzeichnet, daß ein rekonstituiertes Kollagen mit Fließ- oder Schwammstruktur mit einem Aminoglykosid-Antibiotikum und einem bioresorbierbaren Polymeren mit polyanionischem Charakter beladen ist.

Auch die DE-A-33 34 595 betrifft ein resorbierbares Wirkstoffdepot auf Basis von Kollagen, welches dadurch gekennzeichnet ist, daß ein Kollagen, in dem weitgehend Depot und Struktur des natürlichen Materials enthalten ist, mit einem Aminoglykosid-Antibiotikum und einem bioresorbierbaren polymeren polyanionischem Charakter beladen ist.

Die DE-A-31 26 273.2 betrifft ein Verfahren zur Herstellung einer Tricalciumphosphat-Knochenkeramik und einem hiernach hergestellten Tricalciumphosphat-Keramikformkörper mit einer Mikro- oder Makroporosität für eine erhöhte Aufnahme eines Antiseptikums, Chemotherapeutikums oder Breitbandmikrobizids und mit einer Außenbeschichtung für eine Langzeitfreigabe des Wirkstoffs, wo die Mikro- oder Makroporosität durch vor dem Brennvorgang der Keramik zugegebene anorganische und/oder organische mikro- oder makroporenbildende Substanz wie Zucker, Ammoniumbicarbonat und/oder Ammoniumcarbaminat, Calciumhydrogenphosphat und dergleichen erhalten wird. Nach dem Brennvorgang wird der geformte Keramikformkörper mit einem Antiseptikum oder Chemotherapeutikum oder Breitbandmikrobizid imprägniert und anschließend zur Erzielung einer verzögerten Freigabe des Antiseptikums oder des Chemotherapeutikums oder eines Breitbandmikrobizids zur einer vorgegebenen Freisetzungszeit mit einem Polymer in unterschiedlichen, genau auf die vorgegebene Freisetzungszeit abgestimmten Schichtdicke überzogen.

Die DE-A-20 22 117 betrifft ein Verfahren zur Herstellung von Knochenkitt aus Acrylharz, insbesondere zum festen Verbinden von Fremdkörperimplantaten wie künstlichen Gelenken, mit denen Fremdkörperim-

plantaten zugeordneten und diese haltenden Knochen, bei dem ein pulverförmiges polymeres Acrylharz, wie Polymethylmethacrylat, mit einem flüssigen monomeren Acrylharz, wie Methylmethacrylat, zu einer knetbar verarbeitbaren Substanz vermischt wird, die unter Polymerisation des Monomers aushärtet und dadurch gekennzeichnet ist, daß das pulverförmige Monomer vor dem Vermischen mit dem flüssigen Monomer mit einem pulverförmigen Antibiotikum, wie Gentamycin, vermischt wird.

Die DE-A-39 30 039 betrifft eine infektvorbeugende Katheteranordnung mit einem Katheter, der ein starres oder flexibles Kanülenrohr mit einem am rückwärtigen Ende vorgesehen Anschlußstück aufweist, daß dadurch gekennzeichnet ist, daß durch eine an das Anschlußstück ansetzbare Einfüll- und Ansaugvorrichtung mit einem oder mehreren Wirkstoffreservoirien mit einem Gesamtvolumen, das dem Katheterfüllvolumen gegebenenfalls zuzüglich des Volumens von Zwischenstücken, insbesondere eines Dreiwegehahnes, entspricht, wobei dieses Volumen vollständig ausgefüllt ist und mindestens eines der Wirkstoffreservoirie mit einer Substanz, enthaltend mindestens ein Antibiotikum bzw. Chemotherapeutikum bzw. antivirales Mittel, vorzugsweise Amminoglykosid, insbesondere Gentamycin, in mindestens minimalen Wirkkonzentrationen, gefüllt ist.

Die WO 90/15586 beschreibt bioerodierbare Polymere für eine Arzneimittelabgabe in Knochen. Die bioerodierbaren Polymeren werden vollständig in nicht toxische Abbauprodukte zersetzt und zwar über eine klinisch sinnvolle Zeitdauer. Die bioerodierbaren Polymere, insbesondere Poly-anhydride, Polyorthoester, Polyglycolsäuren, Polyessigsäuren und Copolymere derselben werden zur Abgabe der bioaktiven Stoffe wie Antibiotika, Chemotherapeutika, Inhibitoren von Angiogenesen und Knochenwachstumsfaktoren zur Abgabe direkt in den Knochen verwendet.

Auch durch Koppelung ionischer Antibiotika an mit ionischen Detergenzien wie Benzalkoniumchlorid oder Tridodecylammoniumchlorid versehenen Polymeroberflächen läßt sich eine antimikrobielle Wirkung erzielen. Weitere Möglichkeiten ergeben sich mit Beschichtung mittels Silberverbindungen, Silberantibiotikakomplexen oder Jodverbindungen. Dabei wird jedoch das geeignete Antibiotikum in der Polymermatrix durch Mischen von Chemotherapeutikum und Kunststoff während der Fabrikation des entsprechenden Materials realisiert.

Nachteilig ist es in vielen Fällen, daß beim Produktionsvorgang der Polymere hohe Drucke und Temperaturen anfallen. Durch diese Parameter würde die Struktur des vorher erstellten Wirkstoffdepots und damit die Freisetzungskinetik des Wirkstoffs stark verändert werden. Erschwerend kommt zudem die Tatsache hinzu, daß die meisten pharmazeutischen Wirkstoffe nur wenig stabil gegen solche Einflüsse sind und der Wirkstoff schon beim Produktionsvorgang inaktiviert werden würde.

Das technische Problem der vorliegenden Erfindung besteht demnach darin, klinische Gerätschaften bereitzustellen, die nachträglich mit pharmazeutischen Wirkstoffen imprägniert worden sind, sowie ein Verfahren zur Herstellung dieser Gerätschaften.

Dieses technische Problem wird gelöst durch eine pharmazeutische Wirkstoffe enthaltende implantierbare Vorrichtung gemäß den Merkmalen des Anspruchs 1. Die Unteransprüche 2 bis 4 betreffen bevorzugte Ausführungsformen der erfindungsgemäßen Vorrichtung.

Das erfindungsgemäße Verfahren zur Herstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung weist die in Anspruch 5 beschriebenen Merkmale auf. Anspruch 12 betrifft die Verwendung von organischen Lösungsmitteln zur Herstellung von mit pharmazeutischen Wirkstoffen imprägnierten implantierbaren Vorrichtungen.

Durch das organische Lösungsmittel wird das polymere Material gequollen. Vorzugsweise weist das organische Lösungsmittel (Quellmittel) einen X-Faktor  $< 0,5$  (Flory Huggins Polymer-Interaction-Factor) und eine ähnliche Kohäsionsenergiedichte wie das Polymer auf. Es ist vorteilhaft, als Quellmittel eine möglichst nicht toxische, chemische Substanz zu verwenden, die eine möglichst geringe Residualmenge an Solvens nach dessen Entfernung in der Polymermatrix zurückläßt. Quellmittel mit einem Faktor wesentlich unter 0,3 ergeben eher hohe Residualmengen an Solvens. Es ist aufgrund dieser Verhältnisse vorteilhaft, Quellmittel mit niedrigem Siedepunkt zu wählen.

Der zu inkorporierende pharmazeutische Wirkstoff sollte zumindest zwei Eigenschaften besitzen:

- eine hinreichende Wirksamkeit für die betreffende Indikation, zum Beispiel bei Antibiotika
- eine ausreichende antimikrobielle Wirksamkeit gegen die infektionsverursachende Spezies, eventuell mit breitem Wirkungsspektrum,
- ausreichende physio-chemische Eigenschaften, wie ähnliche Kohäsionsenergiedichte im Verhältnis zum Polymer und Quellmittel und ein nicht zu großes Molekulargewicht zur Gewährleistung eines ausreichend großen Diffusionskoeffizienten im gequollenen und auch ungequollenen Polymer.

Als Polymeren kommen die in der Klinik üblicherweise verwendeten Kunststoffe in Betracht. Dies sind insbesondere Polyethylen, Polypropylen, vernetzte Polysiloxane, Polyurethane, Polymere auf Acrylatbasis, Cellulose und Cellulosederivate (Nähte), Polycarbonate, Tetrafluorethylenpolymere und Polyethylenterephthalate. Die implantierbaren Vorrichtungen sind insbesondere Katheter jedweder Art, intraokulare Linsen,

Kontaktlinsen und ähnliche aus Kunststoffen herstellbare Implantate. Als pharmazeutischen Wirkstoffe kommen insbesondere solche Antibiotika wie Rifampicin- oder Gentamycin-Derivate, Cytostatika, Antirheumamittel wie Steroide, infrage.

Für die Controlled-Release-Systeme der vorliegenden Erfindung für die lokale Freisetzung von Chemotherapeutika mit den üblichen Vorteilen im Vergleich zur systemischen Applikation eignen sich auch Cytostatika, da insbesondere die Nebenwirkungen dieser Wirkstoffe auf alle schnell proliferierenden Gewebe sehr stark sind. Solch ein System eignet sich daher insbesondere für die Versorgung von Patienten mit Knochenkarzinomen mit mäßig weit fortgeschrittener Metastasierung. Als solche Substanzen kommen in Betracht Cyclophosphamid, Cisplatin, Melphalon, Methotrexat, Adriamycin, Bleomycin, Vinblastin sowie Vincristin, Hormone und Antihormone, beispielsweise bei einer Mammoplastik in der Postmenopause mit den Antiöstrogenen Tamoxifen und je nach Rezeptorendifferenzierung bei fortgeschrittener Metastasierung mit Gestagenen und/oder Östrogenen. Beim fortgeschrittenen nicht operablen Prostatakarzinom mit dem Antiandrogen Cyproteronacetat oder einem Antagonisten des LH-Releasing-Hormons, wie Buselerin, Ketoconazol. Zudem können bei Polyarthrit und schwerem systemischen Lupus erythematodes Azathioprin und Methotrexat bei schwerer psoriatischer Arthritis lokal Verwendung finden. Auch hierbei können die systemischen Schäden wie Nephrosen und Hepatosen, Panzytopenien, Haarausfall und Nausea vermindert werden.

TABELLE 1

Substanz	Quellmittel	Polymer
Cyclophosphamid	Ethanol, Chloroform, Toluol, Aceton, Dioxan	PUR, PDMS, Poly-Polycarbonat, Polyethylen
Tamoxifen	Chloroform, Hexan	PDMS, PMMA, Polyethylen
Buselerin	Methanol, Ethanol	PUR, Polycarbonat, Cellulose
Ketoconazol	Chloroform, Methanol	PDMS, PMMA, Polycarbonat, Polyethylen

Beim Einsatz orthopädischer Implantate auf Polymerbasis im Rahmen immunologischer Erkrankungen wird das Grundleiden bzw. das Symptom nicht beseitigt. Eine lokale Freisetzung von Antiphlogistika und/oder sogenannter Basistherapeutika schafft hier Abhilfe. Die in Frage kommenden Therapeutika sind Glukokortikoide, Prednison, Prednisolon, Methylprednisolon, Triamcinolon, Dexamethason, Betamethason und Fluocortolon sowie nichtsteroidale Antiphlogistika, wie die Arylessigsäurederivate (Indometacin), Arylpropionsäurederivate (Ibuprofen), Oxicame (Piroxicam), Pyrazolderivate (Phenylbutazon), Anthranilsäurederivate (Flufenaminsäure) und Acetylsalicylsäure. Es empfiehlt sich, zusätzlich Antibiotika mit freizusetzen, um Fremdkörperinfektionen vorzubeugen, da lokal das Immunsystem supprimiert wird. Zusätzlich können bei der Anwendung besonders der Glukokortikoide zur lokalen Osteoporoseverminderung und Knochenstabilisierung anabole Steroide und F-Salze mit freigesetzt werden. Als Substanz/Quellmittel und Polymersystem kommen die in der folgenden Aufstellung genannten in Frage.

TABELLE 2

Substanz	Quellmittel	Polymer
Diclofenac	DMF, Ethanol	PUR, Polycarbonat
Indometacin	Chloroform	PMDS, PMMA
Ibuprofen	Chloroform, Ethanol, Aceton, Ether	PDMS, PMMA, Teflon
Piroxicam	Methanol	PUR, Polycarbonat, Cellulose
Phenylbutazon	Chloroform, Aceton	PDMS, PMMA
Acetylsalicylsäure	Ethanol	PMMA, Polyester
Glukokortikoide (Steroide)	Ethanol, Methanol, Aceton, Chloroform mit Ausnahme von Triamcinolonacetonid, welches gut in DMF löslich ist	Zur Quellung können fast alle verwendbaren Polymere im Bereich mittlerer Kohäsionsenergiedichten verwendet werden, da es sich bei den Steroiden um amphiphile Stoffe handelt

Bei den sogenannten Basistherapeutika handelt es sich vorwiegend um Goldpräparate wie Goldthiopoly-  
 lypeptid, Goldthioglukose, Natriumgoldthionalat und Auranofin. Als Controlled-Release-System gemäß der  
 Erfindung eignet sich als Quellmittel für Auranofin insbesondere Chloroform, wenn Materialien aus PDMS,  
 5 PMMA sowie Teflon verwendet werden. Die Nebenwirkungen dieser Präparate, die bei systemischer  
 Applikation sehr vielfältig sind und Symptome wie Dermatitis, Stomatitis, toxische Blutreaktionen, Nierenschädigungen und Hepatosen können durch die erfindungsgemäße Vorgehensweise vermieden werden.

Der Vorteil der Imprägnierung orthopädischer Implantate liegt auch hier in der Verminderung der  
 Nebenwirkungen der ansonsten notwendigen systemischen Applikation der einzelnen Wirkstoffe. Die Ne-  
 10 benwirkungen umfassen Schwächung der Immunabwehr (Phagozytosehemmung, Opportunistische Infektio-  
 nen), Aktivierung von Magenulzera, Osteoporose, Elektrolytstörungen, Myopathien, ZNS-Reaktionen und  
 verzögerter Wundheilung.

Bei der Verwendung von wirkstoffimprägnierten By-Pass-Implantaten, die Thrombozytenaggregation  
 hemmende Substanzen enthaltend, werden in vorteilhafterweise die Nebenwirkungen der entsprechenden  
 15 Medikamente, wie Bronchospasmus, Magen-Darm-Blutungen, Aktivierung peptischer Ulzera, Nausea und  
 Elektrolytstörungen bei systemischer Anwendung vermieden. Sind ebenso Vasodilatoren in den Implan-  
 taten enthalten, wird die Sauerstoffbilanz des geschädigten Herzens verbessert. Als Wirkstoffe kommen hier  
 insbesondere Nitrate in Frage.

Bei lokaler Anwendung der Betarezeptorenblocker in den Controlled-Release-Systemen der vorliegen-  
 20 den Erfindung werden Nebenwirkungen der Substanzen, wie Oxoprenolol, Propenolol, Timolol, Sotalol,  
 Nadolol, Metoprolol, Atenolol, Bisoprolol, Betaxolol, Pindool, Cortiolol und anderen verhindert. Diese Anwen-  
 dungen äußern sich in Kopfschmerzen, Blutdruckabfall und Synkopen.

TABELLE 3

Substanz	Quellmittel	Polymer
Acetylsalicylsäure	Ethanol	PUR, PMMA, Polyester
Isosorbidnitrat	Chloroform, Aceton	PDMS, Teflon, PMMA
Nifedipin	Chloroform, Aceton	PDMS, Teflon, PMMA
Verapamil	Chloroform, Aceton, Ethylacetat	PDMS, Teflon, PMMA, Polyethylen
Nadolol	Methanol	PUR, Polycarbonat, Cellulose, Polyethylenterephthalat
Metoprolol	H <sub>2</sub> O, Ethanol	Cellulose, PUR
Pindolol	höhere Alkohole	PUR, Polycarbonat, Cellulose

Die erfindungsgemäße, den pharmazeutischen Wirkstoff enthaltende implantierbare Vorrichtung aus  
 einem polymeren Material ist erhältlich durch Behandlung der entsprechenden vorgefertigten implantierba-  
 ren Vorrichtungen aus polymerem Material, denen kein Wirkstoff zugesetzt ist. Dabei wird mit einem  
 45 organischen Lösungsmittel die implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material gequollen, wobei  
 die Polymermatrix so, verändert wird, daß pharmazeutische wirksame Substanzen mit, relativ zum Polymer-  
 material der Implantate, geringer Molekülmassen in das polymere Material des Implantats eindringen  
 können. Nach dem Entfernen des organischen Lösungsmittels wird der Wirkstoff im polymeren Material der  
 implantierbaren Vorrichtung eingeschlossen. Nach Kontakt mit physiologischem Medium, wie beispielsweise  
 50 nach der Implantierung, wird die dann in der implantierbaren Vorrichtung enthaltende pharmazeutisch  
 wirksame Substanz durch Diffusion wieder freigesetzt.

Für implantierbare Vorrichtungen aus vernetztem Polydimethylsiloxan, das mit hydrophobierter Kiesel-  
 säure als Füllstoff verstärkt sein kann, hat sich als organisches Lösungsmittel (Quellmittel), insbesondere  
 Chloroform bewährt. Bei dieser Polymeren-/Lösungsmittelkombination hat sich Rifampicin, welches übli-  
 55 cherweise als Tuberkulostatikum Verwendung findet, sich aber durch eine äußerst hohe Wirksamkeit  
 gegenüber Staphylokokken auszeichnet, als besonders geeignet erwiesen.

Die Inkorporierungsmenge an pharmazeutischem Wirkstoff kann in Abhängigkeit von Konzentration und  
 Quelldauer variiert werden. Durch Temperatursteigerung bis zum Siedepunkt des verwendeten organischen  
 Lösungsmittels können Inkorporierungsmengen bis zu 10 Massen-% erzielt werden. Allgemein kann auch

durch Variation der Abdampfbedingungen des organischen Lösungsmittels, wie durch Temperatur- und Druckbeeinflussung das Freisetzungsprofil des inkorporierten Wirkstoffs in wäßriger Lösung signifikant und reproduzierbar verändert werden, auch die Konzentration des Quellmittels und Quelldauer der Wirkstofffreisetzung.

- 5 Bei dem oben beispielhaft angeführten Polysiloxan/Chloroform/Rifampicin-System wurde durch Erhitzen bis zum Siedepunkt des Quellmittels eine Inkorporierungsmenge von 9 Massen-% Rifampicin im polymeren Material erzielt. Mittels der Abdampfbedingungen läßt sich das Freisetzungsprofil des Antibiotikums oder der Antibiotikakombination steuern.

- 10 Wird das Quellmittel relativ schnell entfernt, etwa durch Abdampfen bei Unterdruck und jeweiliger Siedetemperatur, erreicht man eine relativ langsame anfängliche Freisetzung des Wirkstoffs, wohingegen eine langsame Entfernung des Quellmittels zu einer schnellen anfänglichen Freisetzung des Wirkstoffs aus der polymeren Matrix erreicht wird.

- Zur Bestimmung der beispielsweise antimikrobiellen Aktivität der behandelten implantierbaren Vorrichtungen aus polymerem Material wurde in vitro die Messung der Adhäsion von Staphylokokken in Abhängigkeit von der Zeit gemessen. Bei einer Inkorporierungsrate von nur einem Massen-% Antibiotikum ließ sich über einen Zeitraum von etwa drei Tagen die Keimzahl der Staphylokokken unter die Meßgrenze reduzieren. Bei der maximalen Inkorporierungsrate von 9 Massen-% Rifampicin im polymeren Material wurde die Keimreduktion unter die Bestimmungsgrenze bereits nach 5 Stunden Inkubationszeit erreicht.

- Hinsichtlich der freigesetzten Antibiotikamenge sind die bis zur Sättigung beladenen implantierbaren Vorrichtungen aus polymerem Material mindestens über einen Zeitraum von drei Wochen nach Implantation stark antimikrobiell wirksam und somit auch als länger implantierbare antiinfektiöse Fremdkörper für die medizinische Anwendung geeignet.

- Nach längerer Dauer der Implantierung werden biokompatible Polymere nach und nach vollständig fibrosiert und je nach Gewebeart mit Endothelzellen besiedelt. An solch einem System ist eine Bakterienadhäsion lange nach Implantierung sehr unwahrscheinlich, d. h. die vulnerable Phase des Polymers liegt höchstens bei einigen Wochen.

- Das erfindungsgemäße Verfahren zur Herstellung der erfindungsgemäßen implantierbaren Vorrichtungen, die mit pharmazeutischen Wirkstoffen imprägniert sind, weist als erste Verfahrensstufe die Behandlung des bereits fertiggestellten implantierbaren klinischen Gerätes mit einem organischen Lösungsmittel (Quellmittel) auf. Die Vorrichtung wird für eine bestimmte Zeit mit diesem Quellmittel, wahlweise bei erhöhter Temperatur, behandelt. Dabei kann gleichzeitig bereits ein in dem entsprechenden Lösungsmittel lösliches oder durch Zusatz von üblichen Lösungsvermittlern löslich gemachter Wirkstoff zugegen sein. Es ist jedoch auch möglich, vorgequollenes polymeres Material in eine Lösung des zu verwendenden Wirkstoffs zu geben, um dann wie oben beschrieben zu verfahren.

- 35 Es ist besonders vorteilhaft bei endothermen Quellsystemen die Quellung und Imprägnierung mit Antibiotikum des polymeren Materials bei Siedetemperatur des entsprechenden Quellmittels durchzuführen. Vorzugsweise wird die zu behandelnde implantierbare Vorrichtung unter Rückfluß mit dem Lösungsmittel, gegebenenfalls in Gegenwart des Antibiotikums, erhitzt. Danach wird das Lösungsmittel gegebenenfalls unter reduziertem Druck abgedampft.

- 40 Es hat sich als vorteilhaft erwiesen, daß das organische Lösungsmittel (Quellmittel) und das polymere Material einen Flory-Huggins-Polymer-Interaction-Koeffizienten  $X < 0,5$  aufweist. Das Mischen eines Lösungsmittels 1 und eines Polymers 2 kann als quasichemische Reaktion aufgefaßt werden. Dabei wird ein Paar von Lösungsmittelkontakten 1-1 mit dem Kontaktpaar 2-2 von Polymerbausteinen zu zwei Paaren 1-2 umgesetzt. Die Änderung der Wechselwirkungsenergie beträgt entsprechend  $\delta \epsilon = \epsilon_{1-2} - 0,5(\epsilon_{1-1} + \epsilon_{2-2})$ . Die Mischungsenthalpie ist durch das Produkt aus  $\delta \epsilon$  und der Zahl  $N_{1-2}$  der Paare 1-2 gegeben, die wiederum von der Zahl  $N_G$  der Gitterplätze, der Zahl  $Z$  der nächsten Nachbarn um das 1-1 Paar und der Wahrscheinlichkeit abhängt, daß der nächste Gitterbauplatz von einem Lösungsmittel oder einem Polymerbaustein besetzt ist.

- Diese Wahrscheinlichkeiten sind durch die Volumenbrüche  $\phi_1$  und  $\phi_2$  gegeben, so daß  
50  $\delta H_{\text{mix}} = N_G \cdot Z \cdot \phi_1 \cdot \phi_2 \cdot \delta \epsilon$ .

Hierauf wird der Wechselwirkungsparameter definiert, welcher  $Z$  und  $\delta \epsilon$  erfaßt und sich auf die thermische Energie bezieht:

$$X = Z \delta \epsilon / K_B T$$

- 55 Hierbei wird angenommen, daß die Reaktion 1-1 und 2-2 ohne Volumenänderung verläuft und rein enthalpischer Natur ist. Allerdings verlaufen die beiden Reaktionen mit Schwingungs- und Rotationsanteilen, woraus folgt, daß der Flory-Huggins-Koeffizient noch einen entropischen Anteil hat. Es ergibt sich in der

Praxis, daß die Gibbs-Duhem-Mischungsenthalpie bei  $X = 0,5$  immer negativ ist; eine Entmischung ist kaum möglich. Zusätzlich stellt der Wert 0,605 einen kritischen Wechselwirkungsparameter dar, oberhalb dieses Wertes wird das chemische Potential positiv und es wird thermodynamisch eine Phasentrennung erwartet. Somit ist für ein gutes Löse- oder Quellmittel die Voraussetzung ein X-Wert von 0,5.

### Tabelle einiger Lösungsmittel für PDMS und die entsprechenden Flory-Huggins-Parameter

Polymerwechselwirkungsfaktor n (geringe - hohe Solvenskonzentration)		
Lösemittel:	Cyclohexan	0,41 - 0,46
	Cyclopentan	0,42 - 0,46
	Diisobutylketon	0,49
	Hexadimethyldisiloxan	0,25 - 0,3
	Octamethyltrisiloxan	0,17 - 0,22
	n-Octan	0,51 - 0,42
	n-Pentan	0,4 - 0,43
	Toluol	0,72 - 0,45

Sehr oft steigt X mit steigender Polymerkonzentration bei schwachen Lösungsmitteln. In vielen Fällen bei guten Lösungsmitteln ist X unabhängig von der Konzentration. In sehr wenigen Fällen bei exothermen Systemen fällt X mit steigender Polymerkonzentration. Bei hohen Polymerkonzentrationen sind die Abhängigkeiten von X zum Volumenbruch nicht mehr linear, im Falle von zum Beispiel Polyvinylmethoxyacetal wird ein Maximum bei hoher Polymerkonzentration durchlaufen. Bei apolaren, flexiblen Polymeren wie PDMS wird ein lineares Verhalten erwartet.

Eine Abnahme von X mit wachsendem Polymervolumenbruch deutet auf eine zunehmende Abstoßung zwischen den Polymerbausteinen hin bzw. auf Änderungen der Struktur geordneter Lösungsmittel, zum Beispiel durch hydrophobe Effekte bei Polyvinylmethoxyacetal oder durch Ausbildung von lyotropen Flüssigkeitskristallen bei Zellulosenitrat.

Voraussetzung zur Inkorporierung eines Wirkstoffes in ein Polymer zum Zwecke der Freisetzung ist eine entsprechende Löslichkeit. Da man die Löslichkeit hier vom Wirkstoff in ein vernetztes Polymer nicht direkt bestimmen kann, werden die Löslichkeitsparameter  $\delta_x$  über die monomeren Einheiten des Polymers abgeschätzt. Diese Löslichkeitsparameter werden über die Kohäsionsenergiedichten berechnet, wobei

$$\delta_1^2 = N_L \cdot Z \cdot \epsilon_1 / 2V_1 \text{ (cal/cm}^3\text{)}$$

$$\delta^2 = \text{Kohäsionsenergiedichte}$$

$$V_1 = \text{Molvolumen.}$$

Zieht man von der Verdampfungsenthalpie die gegen den Außendruck zu leistende Arbeit ab, so erhält man die Verdampfungsenthalpie pro Einheitsvolumen.

Polymere haben eine Verdampfungsenthalpie von  $E_2 = V_2 \cdot \delta_2^2$ . In der Praxis liegen die  $\delta$ -Werte zwischen 7 (Aliphaten) und 23,4 (Wasser). Für Polare Substanzen gelten außer dispersen Kräften auch Dipol-Dipol-Wechselwirkungen und H-Brückenbindungen. Somit gilt die Erweiterung des Terms auf  $\delta^2 = \delta^2_{\text{dispers}} + \delta^2_{\text{polar}} + \delta^2_{\text{H-Brücke}}$ .

Bei Polymeren erhält man  $\delta$  außer über die Abschätzung monomerer Einheiten über die Grenzviskositätszahlen oder Quellungsgrade linearer Makromoleküle. Da im speziellen Fall eines vernetzten Silikonkatheters kein lineares Polymer im strengen Sinn mehr vorliegt, entfallen diese beiden Methoden. Somit kann über die Löslichkeitsparameter die Löslichkeit eines Stoffes im vernetzten Polymer abgeschätzt werden.

Vorzugsweise geht man erfindungsgemäß so vor, daß die Löslichkeiten des Antibiotikums in 20 verschiedenen Lösungsmitteln bestimmt werden und über einen Vergleich tabellarisch aufgelisteter  $\delta$ -Werte die Kohäsionsenergiedichten für den dispersen, polaren und stark attraktiven Bereich (Wasserstoff-Brücken) des Antibiotikums ermittelt werden.



Tabelle der Hildebrand-Parameter apolarer Lösungsmittel  
in Relation zu Wasser und Methanol

	$\delta_1$	$\delta_d$	$\delta_p$	$\delta_H$
Lösungsmittel				
Cyclohexan	8,18	8,18		
Lewis-Säuren:				
CCl <sub>4</sub>	8,65	8,65		
CHCl <sub>3</sub>	9,33	8,75		
CH <sub>2</sub> Cl <sub>2</sub>	9,73	8,72		
Lewis-Basen:				
Diethylether	7,61	7,05	1,4	2,5
Trimethylamin	7,4			
Methanol:	14,6	7,42		
Wasser:	23,4	7,6	7,8	20,4

Zusätzliche Lösungsmittel für Siloxane, insbesondere PDMS sind Monochlor- und Dichlorbenzol, o-F-Toluol, Ethylbromid, 1,2-Dimethoxyethan, Methylethylketon unter Erhitzen, Ethylacetat, Isopropylacetat, Amylacetat, Cyclohexylacetat.

Theta-Lösungsmittel

Bei einer bestimmten Temperatur (Theta-Temperatur) kompensieren sich die Mischungsentropie und -enthalpie. Diese Lösung bezeichnet man als pseudoideale Lösung, das physikalische Verhalten als ideales Verhalten. Die Theta-Temperatur ähnelt somit der Boyle Temperatur idealer Gase. Interessant für die Quellung in PDMS sind somit auch die Thetamischungen:

Aceton/Toluol	6 : 5 (29 °C)
Benzylalkohol/CHCl <sub>3</sub>	12,8 : 87,2 (25 °C)
Cyclohexanol/Toluol	34 : 66 (25 °C)
Ethanol/n-Heptan	49 : 51 (63 °C)

Für Polymethylmethacrylate (PMMA) werden vorzugsweise die folgenden Quell- bzw. Lösungsmittel eingesetzt:

Benzol, Xylol, Methylenchlorid, CHCl<sub>3</sub>, Cl-Benzol, Cyclohexanol, Isobutanol (heiß), Dioxan, Methylethylketon, Ethylacetat, Cyclohexylacetat, Nitromethan.

Als Mischungen kommen insbesondere Ethanol/Wasser, Ethanol/CCl<sub>4</sub>, Isopropanol/Methylethylketon in Betracht.

PMMA und dessen Solventien geordnet nach steigender Kohäsionsenergiedichte und abnehmender Löslichkeit

	$\delta_1$ (cal/cm <sup>3</sup> ) <sup>0,5</sup>
PMMA	10,8
Benzol (B)	9,2
CHCl <sub>3</sub> (S)	9,3
Butanon (B)	9,3
Aceton (B)	9,8
1,4-Dioxan	10,0
DMF (B)	12,1
m-Kresol (S)	13,3
HCOOH (S)	13,5
S = Säure, B = Base	

PMMA, Polystyrol und Polyvinylacetat sind schwache Lewissäuren mit  $\delta_1$  9,1 - 9,4 und lösen sich in Solventien im gleichen Bereich.

Abweichend davon ist PMMA aber in m-Kresol und HCOOH löslich (Hildebrand-Parameter siehe oben) und Polystyrol nicht. Zudem ist Polystyrol in Aceton ( $\delta = 9,8$ ) nicht löslich. Der Grund hierfür mag darin liegen, daß die einzelnen Moleküle teilweise als Dimere vorliegen. Die Keto-Gruppe wird zum Beispiel in diesem Zustand von den Methylgruppen abgeschirmt und die Solvatisierung der Phenylgruppe wird somit stark vermindert. Gibt man beispielsweise Cyclohexan hinzu, vermindert sich der Dimerisierungsgrad und eine bessere Solvatisierung tritt ein. Außerdem ergeben Nichtlösermischungen manchmal gute Mischlöser und Mischungen von guten Lösern zusammen manchmal Nichtlöser. Aus diesen Beispielen ist erkennbar, daß es gewisse Abweichungen von der linearen Beziehung von Löslichkeit und der Löslichkeitsparameter gibt, jede Kombination muß für sich geprüft werden.

Vorzugsweise werden für Polyurethane je nach zu erhaltenen Quellungsgrad (Gel-Lösung) eher aprotische, polare Lösungsmittel in Betracht gezogen: DMF, DMA, Methylethylketon, HMPT, DMSO, Dioxan (heiß), m-Kresol, Trikresol, n-Propanol, Dichloressigsäure. Als bevorzugt haben sich die folgenden Mischungen herausgestellt: Aceton/DMF 21 : 79, Dichlorethan/Diethylenglykol 80 : 20, CH<sub>3</sub>OH/CCl<sub>4</sub> 80 : 20, CCl<sub>4</sub> mit m-Kresol bzw. Cyclohexan bzw. Ethylacetat, DMF bzw. DMA mit versch. Ether bzw. Aceton.

Lösungsmittel für Polycarbonate sind vorzugsweise n-Heptan, n-Octan, n-Hexan, THF, o-Dichlorbenzol, Benzol, CHCl<sub>3</sub>, Aceton, Dioxan, DMF, m-Kresol, Cyclohexanon, Pyridin, Ethylacetat oder Mischen wie CHCl<sub>3</sub>/Methanol, Methylendichlorid/n-Hexan bzw. n-Heptan.

Polytetrafluorethylen löst sich vollständig nur in Perfluorkerosen bei 350 °C. Zum Quellen kommen vorzugsweise chlorierte und fluorierte Kohlenwasserstoffe und solche Lösungsmittel in Betracht, die auch für PDMS geeignet sind.

Polyethylenterephthalate lösen sich in ähnlichen Systemen wie sie für PMMA in Betracht kommen, insbesondere lösen sie sich bevorzugt in Cyclohexan/Dichloressigsäure.

Cellulose und Derivate (Nahtmaterialien) lösen sich bzw. quellen bevorzugt in Aceton, Ethylacetat, Alkoholen, Cadoxen, Cuoxan, Cuoxen, i-Butanol, Ethylacetat, Dioxan, Pyridin, CHCl<sub>3</sub>, Methylendichlorid und Acetonitril.

Prinzipiell als Wirkstoff einsetzbar sind zum Beispiel alle Antibiotika, welche in ihrem Erregerspektrum Staphylokokken beinhalten und sich durch jeweils geeignete Löslichkeitsparameter auszeichnen. Für PDMS werden vorzugsweise Rifampicin, Fusidinsäure, Erythromycinbase, Clindamycinstearat, Mupirocin, Trimethoprim (bezogen auf Reinstsubstanzen ohne Zusätze) eingesetzt. Mit Hilfe eines Löslichkeitsvermittlers kann das Spektrum auf Gyrasehemmer, Gentamycinbase, Isoxazympenicilline und entsprechende Cephalosporine (Cephomandolformiat) erweitert werden, obwohl die Quellung im einfachen Solvens bevorzugt ist. Für PMMA werden vorzugsweise eingesetzt oben genannte Antibiotika mit und ohne Lösungsvermittler.

Für PUR werden vorzugsweise eingesetzt Isoxazympenicilline, Gentamycinbase, Cephalosporine der 3. oder 4. Generation und Ciprofloxacin oder ein anderer Gyrasehemmer, welcher über entsprechende Löslichkeitsparameter verfügt. Für Polytetrafluorethylen werden vorzugsweise die lipophilsten Chemotherapeutika wie Rifampicin und unpolare Salze von Fettsäuren und Fusidinsäure, Erythromycin, Clindamycin und Mupirocin eingesetzt. Für Polyethylenterephthalate können ähnliche Antibiotika, wie bei PMMA be-

schrieben, eingesetzt werden. Für Cellulose und dessen Derivate (Nahtmaterialien) kommen insbesondere hydrophile Antibiotika wie Gentamycin, Isoxacylpenicilline und Cephalosporine zum Einsatz.

Es ist erfindungsgemäß möglich, alle pharmazeutischen Wirkstoffe zu kombinieren, sofern sich die Wirkungen nicht antagonisieren und ähnliche Löslichkeitsparameter vorhanden sind. So wird bei einer Kombination von Antibiotika in jedem Fall wird eine eventuelle Resistenzverminderung eintreten, im positiven Falle zusätzlich ein Synergismus der Wirkungen. Zusätzlich wird zum Beispiel leicht ein erweitertes antimikrobielles Spektrum erreicht, die Wirkgeschwindigkeit ist oft vergrößert, und letztendlich bei Summation der oben genannten Gründe wird nicht soviel Wirksubstanz benötigt. Günstige Kombinationen von Antibiotika sind insbesondere Rifampicin-Gyrasehemmer (Ciprofloxacin, Pefloxacin), Rifampicin-Mupirocin, Rifampicin-Clindamycin, Rifampicin-Gentamicin. Auch andere Kombinationen sind möglich.

Das erfindungsgemäße Verfahren ermöglicht die kontrollierte Einschleusung von pharmazeutischen Wirkstoffen, zum Beispiel von antibiotisch wirksamen Substanzen, Cytostatika, Antirheumamittel, in bereits vorgefertigte klinische Gerätschaften. Dadurch wird es ermöglicht, an die Einsatzgebiete optimal angepasste Wirkstoffe in die entsprechenden Gerätschaften zu inkorporieren. Je nach Anwendungsbereich ist es demnach zum Beispiel auch möglich, die gewünschte Menge an Antibiotikum zu regulieren. Üblicherweise ändern sich die mechanischen Eigenschaften der Gerätschaften aus polymerem Material in Abhängigkeit von der Wirkstoffmenge. So sinkt beispielsweise im System Chloroform/Siloxan/Rifampicin der Elastizitätsmodul, die Reißfestigkeit und das Dehnungsvermögen des Elastomers. Die mechanischen Eigenschaften, insbesondere im Katheterbereich, werden jedoch nicht so stark beeinträchtigt, daß der Einsatzbereich der Katheter in Frage gestellt wäre. Sollen die Gerätschaften vor ihrem Einsatz sterilisiert werden, müssen selbstverständlich Wirkstoffe eingesetzt werden, die die thermische Behandlung der Sterilisation unbeschadet überstehen. Kaltsterilisationsverfahren wie radioaktive Bestrahlung sind daher besonders bevorzugt. Auch hat sich das Plasmasterilisationsverfahren, zum Beispiel im Vakuum mit Argon 4 GHz, 600 Watt bewährt.

Vorteilhaft bei den erfindungsgemäß erhältlichen, mit Antibiotika imprägnierten Kathetern, ist deren Langzeiteinsatz. Im Tiermodell wurde anhand von 10 Kaninchen, die mit der Schwellendosis des Keimes Staphylokokkus epidermidis RP 62 im Ventrikelraum infiziert wurden und denen Antibiotika enthaltende Katheter, die erfindungsgemäß behandelt worden waren, implantiert. Keines der Tiere zeigte Zeichen einer relevanten klinischen Entzündung; Liquor, Hirngewebe und Blut der Kaninchen blieben steril.

Die Erfindung wird anhand der folgenden Beispiele näher erläutert:

#### Beispiel 1

Zur Kontrolle der Sterilität der Operationsbedingungen bei der Implantierung eines 1 cm langen PDMS-Schlauches in den Ventrikelraum des Säugers wurden 10 Kaninchen ohne Anzeichen einer nachfolgenden Sepsis in einem standardisierten Verfahren operiert. Weder aus dem Katheter noch im Hirngewebe, Liquor oder Blut ließen sich Bakterien finden.

Zur Ermittlung der Schwellendosis bei der Implantatkontamination und sicherer Kolonienbildung auf dem Kunststoff wurden 26 Kaninchen mit steigenden Dosen von  $10^2$  bis  $10^8$  Keimen des normalerweise apathogenen Stammes Staphylokokkus epidermidis RP<sub>62</sub> bei der intrathekalen Implantierung des Katheters infiziert. Auf insgesamt 77% der Katheter konnte nach 1 - 2 Monaten Implantationsdauer der Keim isoliert werden, ab einer Kontaminationsdosis von  $10^6$  Bakterien waren auf jedem Katheter Staphylokokkenkolonien zu finden.

Bei 15 Kaninchen wurden die 9% Rifampicin enthaltenden Katheterstücke mit jeweils der Schwellendosis in den Hirnventrikel implantiert. Keines der Tiere wies nach 1 bis 8 Wochen klinische Zeichen einer Sepsis auf, weder auf dem Silikon noch im Hirngewebe, Blut und Liquor waren Keime zu finden.

#### Beispiel 2

Ein PDMS-Katheter wird bis zum Gleichgewicht in  $\text{CHCl}_3$  bei 62 °C (20 Min.) vorgequollen, dann erfolgt eine weitere Quellung in 42% Rifampicin- $\text{CHCl}_3$ -Lösung bei 62 °C (4 Stunden). Daraufhin wird das Solvens bei 60 °C und 0,1 mbar abgezogen. Unter diesen Abdampfungsbedingungen des Chloroforms erzielt man eine Reduktion des anfänglichen "Burst-Effects", die hohe Initialfreisetzung wird vermindert und der Wirkstoff wird in signifikanter Weise über einen längeren Zeitraum freigesetzt. Bei einer langsameren Kinetik der Evaporation (Temperatur bis 60 °C, Druck 1,0 mbar) erhält man eine größere Oberflächenkonzentration des Antibiotikums, somit eine geringere Beladung der polymeren Matrix. Daraus resultiert ein stärkerer "Burst-Effect".

## Patentansprüche

1. Pharmazeutische Wirkstoffe enthaltende implantierbare Vorrichtung aus einem polymeren Material, erhältlich
  - 5 - durch Behandlung der entsprechenden vorgefertigten implantierbaren Vorrichtung aus einem polymeren Material ohne Zusatz eines oder mehrerer Wirkstoffe mit einem organischen Lösungsmittel oder Kombinationen von Lösungsmitteln, das
  - mit der implantierbaren Vorrichtung dergestalt in Wechselwirkung tritt, daß mindestens eine der pharmazeutisch wirkenden Substanzen mit, relativ zum polymeren Material der Implantate,
    - 10 - geringerer Molekülmasse, in das polymere Material des Implantats eindringen kann,
    - nach dem Entfernen des organischen Lösungsmittels der pharmazeutisch wirksamen Substanz oder Substanzen zunächst im polymeren Material der implantierbaren Vorrichtung verbleiben und
    - nach Implantation der implantierbaren Vorrichtung die enthaltende pharmazeutisch wirksame Substanz oder Substanzen durch Diffusion wieder freisetzbar sind.
- 15 2. Implantierbare Vorrichtung nach Anspruch 1, wobei das polymere Material aus Siloxanen, Polyurethanen, Acrylaten, Polycarbonaten, Cellulose, Cellulose-derivate, Polymere aus Tetrafluoroethylen und Polyethylenterephthalate und anderen in der medizinischen Technik verwendeten Polymeren oder Gemischen davon besteht.
- 20 3. Implantierbare Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 und/oder 2, wobei die Vorrichtungen Katheter, Interokularlinsen, Kontaktlinsen, orthopädische Implantate, Shuntmaterialien sind.
- 25 4. Implantierbare Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die pharmazeutischen Wirkstoffe Cytostatika, Antirheumamittel, Antibiotika, Thrombozytenaggregationshemmer, Betablocker, Kalziumblocker eingesetzt werden.
5. Verfahren zur Herstellung der implantierbaren Vorrichtung nach mindestens einem der Ansprüche 1 bis 4,
  - 30 - wobei die vorgefertigte implantierbare Vorrichtung für eine bestimmte Zeitdauer mit einem organischen Lösungsmittel behandelt wird, wobei entweder der pharmazeutische Wirkstoff gleichzeitig anwesend ist oder nach einer bestimmten Zeitdauer ein in einem ähnlichen oder gleichen organischen Lösungsmittel gelösten pharmazeutischen Wirkstoffe mit dem vorbehandelten Implantat behandelt wird,
  - 35 - daraufhin das oder die organischen Lösungsmittel abgedampft werden und danach gegebenenfalls sterilisiert werden.
6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei das Lösungsmittel und das polymere Material einen Flory-Huggins-Koeffizienten (Polymer-Interaction-Factor)  $X < 0,5$  und/oder eine ähnliche Kohäsionsenergiedichte wie das polymere Material aufweist.
- 40 7. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 oder 6, wobei implantierbare Vorrichtungen aus Silikonpolymeren mit Chloroform oder Lösungsmittel ähnlicher Kohäsionsenergiedichte und Rifampicin behandelt werden.
- 45 8. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 und/oder 6, wobei Polyurethane mit DMF, DMA, Methyläthylketon, HMPT, DMSO, Dioxan (heiß), m-Kresol, Trikresol, n-Propanol, Dichloressigsäure oder Mischungen aus Aceton DMF, Dichlorethan/Diethylenglykol, Methanol/Tetrachlorkohlenstoff, Tetrachlorkohlenstoff/m-Kresol, Tetrachlorkohlenstoff/Cyclohexan, Tetrachlorkohlenstoff/ Ethylacetat, DMF/DMA mit verschiedenen Ethern oder Aceton zur Quellung gebraucht werden.
- 50 9. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 und/oder 6, wobei Polycarbonate mit n-Heptan, n-Octan, n-Hexan, THF, o-Dichlorbenzol, Benzol, Chloroform, Aceton, Dioxan, DMF, m-Kresol, Cyclohexanon, Pyridin, Ethylacetat oder Mischungen wie Chloroform/ Methanol, Methylenchlorid/n-Hexan bzw. n-Heptan, Polytetrafluoroethylen mit chlorierten und fluorierten Kohlenwasserstoffen, Polyethylenterephthalate mit Cyclohexan/Dichloressigsäure und die für Polymethylmethacrylate genannten Solvenzien zur Quellung gebracht werden.
- 55

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 und/oder 6, wobei Cellulose- und deren Derivate mit Aceton, Ethylacetat, Alkoholen, Cadoxcin, Kuoxan, Kuoxen, Butanol, Ethylacetat, Dioxanpyridin, Chloroform, Methylenchlorid, Acetonitril zur Quellung gebracht werden.
- 5 11. Verfahren nach mindestens einem der Ansprüche 5 bis 10, wobei unter Zuhilfenahme geeigneter Lösungsvermittler, wie Dimethylformamid, Ethylalkohol, Essigsäure, eine Erhöhung der Wirkstoffkonzentration im polymeren Material erreicht wird, auch wenn die Kohäsionsenergiegedichten von Polymer und Wirkstoff nicht kompatibel sind.
- 10 12. Verwendung von organischen Lösungsmitteln, die mit einem polymeren Material einen Flory-Huggins-Koeffizienten von  $< 0,5$  aufweisen zur Herstellung von mit Wirkstoffen imprägnierbaren, implantierbaren polymeren Materialien wie Kathetern, Interokularlinsen, Kontaktlinsen, orthopädischen Implantaten, Shuntmaterialien.

15

20

25

30

35

40

45

50

55

Bestimmung der Löslichkeitsparameter  $\delta$  von Polymer und Pharmakon

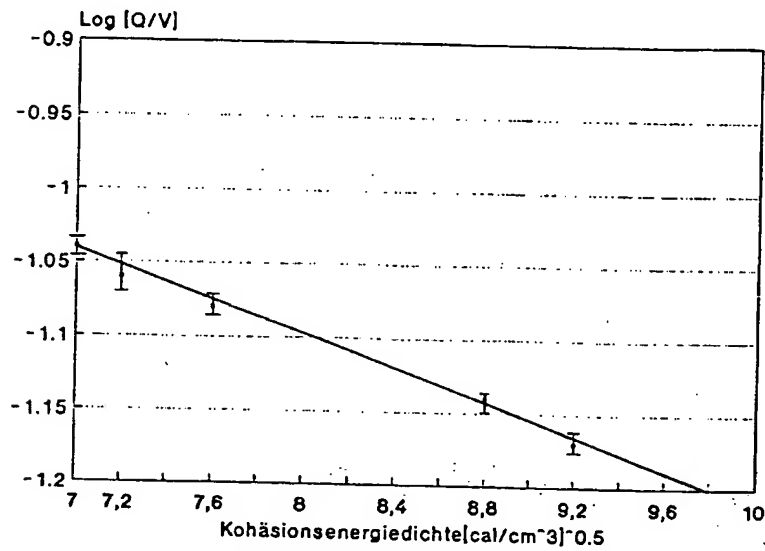


Fig. 1 Bestimmung der Kohäsionsenergiedichte  $\delta$  des Silikons

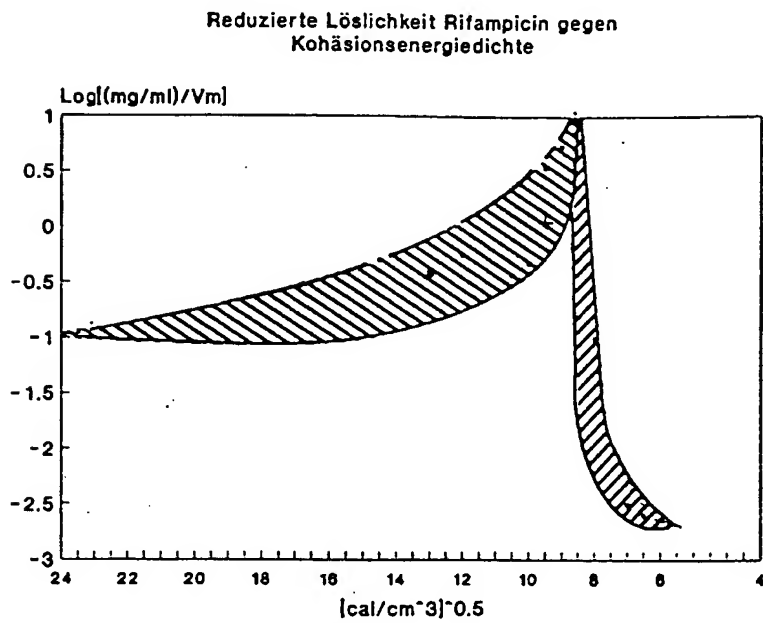


Fig. 2 Bestimmung von  $\delta$  Rifampicin mittels reduzierter Löslichkeit

Fig. 1 und Fig. 2 sind als visuelle Erklärung der Patentansprüche 5 - 12 vorgesehen.



Europäisches  
Patentamt

# EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung

EP 92 12 1785

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int. CL.5)
X	WO-A-8 703 495 (DENVER SURGICAL DEVELOPMENTS) * Seite 3, Zeile 1 - Zeile 12; Ansprüche * * Seite 4, Zeile 24 - Seite 7, Zeile 32 * ---	1-12	A61L27/00 A61L29/00 A61L31/00
X	WO-A-8 904 682 (COLORADO BIOMEDICAL INCORPORATED) * Seite 2, Zeile 37 - Seite 3, Zeile 20 * * Seite 9, Zeile 27 - Zeile 35 * * claims (amended) * -----	1-12	
			RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int. CL.5)
			A61L
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			
Recherchenort DEN HAAG		Abschlußdatum der Recherche 13 APRIL 1993	Prüfer G.COUSINS-VAN STEEN
KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE		T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus andern Gründen angeführtes Dokument ----- A : technologischer Hintergrund O : nichtschriftliche Offenbarung P : Zwischenliteratur	